



KANDIDAATINTYÖ

Monikanavainen happisaturaatiomittaus rintakehältä

Johannes Pakanen

Ohjaaja: Teemu Myllylä

**ELEKTRONIIKAN JA TIETOLIIKENNETEKNIIKAN
TUTKINTO-OHJELMA**

2019

Pakanen J. (2019) Monikanavainen happisaturaatiomittaus rintakehältä. Oulun yliopisto, Elektroniikan ja tietoliikennetekniikan tutkinto-ohjelma. Kandidaatintyö, 63 s

TIIVISTELMÄ

Työssä toteutettiin soveltuvuusselvitys monikanavaisen NIRS-järjestelmän käytöstä rintakehän happisaturaatiomittauksiin. Tavoitteena oli kehittää prototyyppilaite ja testata sen toiminnallisuutta. Työssä suunniteltiin järjestelmän prototyypin elektroniikka, mikro-ohjaimen ohjelmisto ja graafinen käyttöliittymä. Prototyypillä myös suoritettiin elektroniikan ja järjestelmätason testausta. Lopullisessa prototyypissä oli neljä toimivaa mittauskanavaa, joista jokaisessa kaksi lähi-infrapuna-alueen LEDiä. Kaksi kanavista sijaitsi symmetrisesti yhden senttimetrin päässä ja kaksi kanavaa kahden senttimetrin päässä fotodiodista, joka toimi ilmaisimena. Laitteessa oli sisäinen ADC, mutta myös analoginen lähtö ulkoista ADC:tä varten. Prototyyppi oli myös modulaarinen, koostuen erillisestä lähetin- ja vastaanotinmoduulista kehityksen helpottamiseksi ja komponenttien asettelun optimoimiseksi. Lopputuloksena prototyyppi todettiin elektroniikan ja lyhyen järjestelmätestauksen jälkeen toimivaksi. Monikanavainen NIRS-järjestelmä todettiin soveltuvaksi rintakehän mittauksiin jatkokehitystä varten. Järjestelmää on hyvä lähteä jatkokehittämään.

Avainsanat: NIRS, lähi-infrapunaspektroskopia, monikanavaisuus, happisaturaatio, laitesuunnittelu, elektroniikkatestaus.

Pakanen J. (2019) Multichannel oxygen saturation measurement on chest. University of Oulu, Degree Program in Electrical Engineering, Bachelor's Thesis, 63 p.

ABSTRACT

The goal of this work was to create a proof-of-concept prototype using a multichannel NIRS system for chest area blood oxygen saturation measurements. The prototype was planned, and its functionality was briefly tested in electronic and system levels. The work consisted of planning the hardware, microcontroller software and user interface software. The final prototype consisted of four measurement channels with two near-infrared LEDs each. The channels were placed symmetrically around the detector photodiode. Two channels were one centimeter and two channels two centimeters distance from the detector. The prototype also had an internal ADC, but also an analog out for an external ADC. The prototype was also modular, consisting of an emitter and a receiver module for the ease of development and component placement optimization. After board level tests and a brief system test, the prototype was deemed successful. Multichannel NIRS system was deemed suitable for chest area blood oxygen saturation measurements. The system is suitable for further development.

Keywords: NIRS, near-infrared spectroscopy, multi-channel, oxygen saturation, device design, electronics testing.

SISÄLLYS

KANSILEHTI.....	1
TIIVISTELMÄ.....	2
ABSTRACT	3
SISÄLLYS.....	4
ALKULAUSE	5
Lyhenteiden ja merkkien selitykset	6
1. Johdanto	8
2. Teoria.....	9
2.1 Lähi-infrapunaspektroskopia	9
2.2. Muunneltu Beerin ja Lambertin laki (MBLL) ja monietäisyyslähestymistavat (MD).....	11
3 Tekniikan nykytila.....	13
4 Elektroniiikan suunnittelu	16
4.1 Rakenne.....	16
4.1.1 Käyttöjännitteet	17
4.1.2 Mikro-ohjain ja rajapinnat.....	21
4.1.3 Valolähde.....	22
4.1.4 Ilmaisin.....	25
4.1.5 Signaalin vahvistus ja lähtö	26
4.2 Piirilevyn suunnittelu	28
5 Ohjelmiston suunnittelu	31
5.1 Rakenne.....	31
5.2 Mikro-ohjaimen ohjelmisto.....	31
5.3 Graafinen käyttöliittymä	33
6 Testaus.....	35
6.1 Elektroniiikan testaus	35
6.2 Kliininen testaus.....	40
7 Yhteenveto ja pohdintaa	42
8 Lähteet	43
9 Liitteet	47

ALKULAUSE

Tämä työ suoritettiin vuoden 2019 aikana ja on laajin koskaan toteuttamani projekti. Tämä projekti pakotti minut haastamaan itseni sekä suunnittelu että toteutusvaiheessa opettaen minulle hyvin paljon tekniikasta. Työ on pakottanut minut käymään läpi koko laitesuunnittelun elinkaaren ideasta prototyyppiksi. Haluankin kiittää kaikkia minua auttaneita henkilöitä saamastani tuesta.

Oulussa 2.11.2019

Johannes Pakanen

LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET

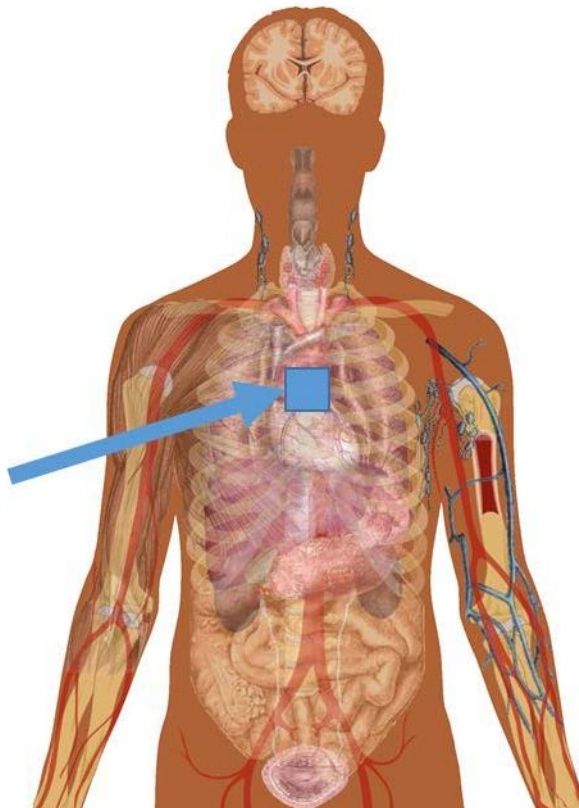
NIRS	near-infrared spectroscopy, lähi-infrapunaspektroskopia
O ₂ Hb	hapellinen hemoglobiini
[O ₂ Hb]	hapellinen hemoglobiini konsentraatio
HHb	hapeton hemoglobiini
[HHb]	hapeton hemoglobiini konsentraatio
[tHb]	hemoglobiinin kokonaiskonsentraatio
StO ₂	kudoksen happisaturaatio
CW	continuous wave, jatkuva aalto
TD	time domain, aika-alue
FD	frequency domain, taajuusalue
TOF	time of flight, kulkuaika
UT-NIRS	ultrasound tagged near-infrared spectroscopy, ultraäänimerkitty lähi-infrapunaspektroskopia
MBLL	modified Beer-Lambert law, muunneltu Beerin ja Lambertin laki
MD	multi-distance, monietäisyyslähestymistapa
SRS	spatially resolved spectroscopy, spatiaalisesti eroteltu spektroskopia
SC	self-calibrating, itsekalibroiva
PET	positroniemissiotomografia
fMRI	funktionaalinen magneettiresonanssikuvaus
EEG	aivosähkökäyrä
MEG	magnetoenkefalografia
USB	Universal Serial Bus
ICSP	in-circuit serial programming
SPI	serial programming interface
ISP	in-system programmer
I ² C	inter-integrated circuit
ADC	analog-to-digital converter, A/D-muunnin
LED	light emitting diode
PMT	photomultiplier tube, fotomonistinputki

PWM	pulse width modulation, pulssinleveysmodulaatio
GUI	graphical user interface, graafinen käyttöliittymä
CSV	comma-separated values
μa	absorptiotekijä
μs	sirontatekijä
φ	vaihe-ero
$I(t)$	aikajakaumafunktio
Ω	ohmi, resistanssin yksikkö

1. JOHDANTO

Työn tarkoitus on tutkia lähi-infrapunaspektroskopian (NIRS) käyttöä kudoksen happisaturaation mittaamiseen rintakehältä monikanavaisella järjestelmällä. Työ koostuu teoria-, suunnittelu- ja testausosasta. Teoriaosassa käydään läpi työhön läheisesti liittyvää modulaatio- ja suodatinteoriaa. Samassa osiossa tarkastellaan myös NIRS-tekniikan moderneja toteutustapoja ja markkinoilla sekä kehityksessä olevia ratkaisuja. Suunnitteluosiossa selostetaan prototyypilaitteen elektroniikan ja ohjelmiston suunnitteluprosessia. Testausosassa tarkastellaan valmiin prototyypin toiminnallisuutta ja vertaillaan mittaustuloksia toisiin happisaturaatiomittareihin.

Tässä työssä keskitytään tutkimaan mahdollisuutta mitata kudoksen happisaturaatiota rintakehältä kuvan 1 mukaisesti, mikä asettaa lukuisia haasteita luotettaviin mittauksiin ja täten suunnitteluvaatimuksiin. Rintakehä on mittauspisteenä haastava paksun rintalastan ja sydämen läheisyyden vuoksi, sillä ne ovat merkittäviä häiriölähteitä. Mittauspiste rajaa mitattavan kudoksen välittömään pintakudokseen, mutta lähi-infrapunaa aallonpituudet kykenevät kohtuullisesti läpäisemään luukudosta [1], joten myös tarkastellaan mahdollisuutta mitata happisaturaatio rintalastan takana olevasta kudoksesta. Vertailua varten työssä myös vertaillaan rintakehältä tehtyjä mittauksia kaulalta ja ranteesta. Prototyypin monikanavaisella rakenteella pyritään saavuttamaan mahdollisimman hyvä mittaussignaali kaikkina hetkinä ja mittaamaan usealla eri aallonpituudella samaan aikaan.



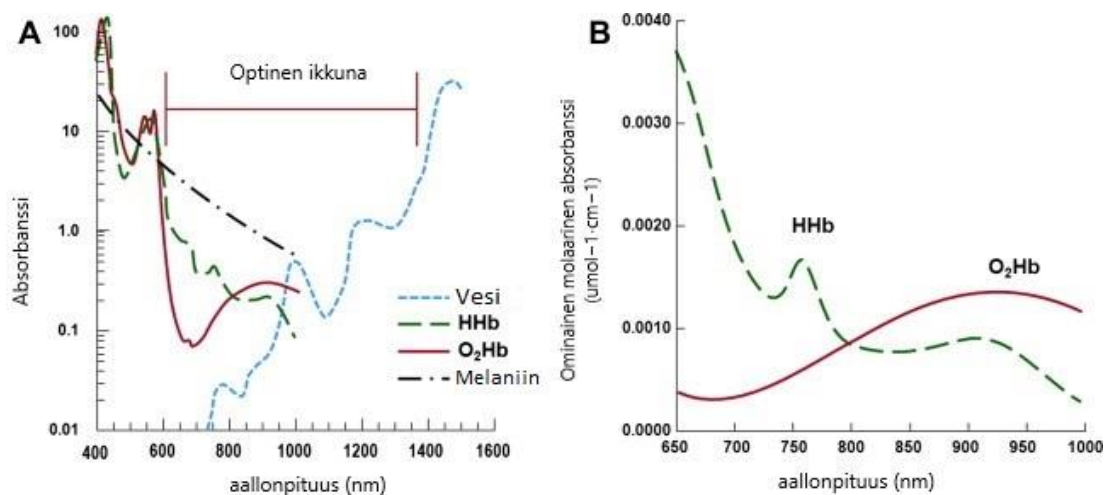
Kuva 1: NIRS-laitteen mittauspiste.

2. TEORIA

2.1 Lähi-infrapunaspektroskopia

Lähi-infrapunaspektroskopia on moderni mittausmenetelmä, joka mahdollistaa kudoksen hapellisen ja hapettoman hemoglobiinin ei-invasiivisen havainnoinnin. Lähi-infrapunaspektroskopia perustuu molekyylien kykyyn absorboida eri valon aallonpituuksia. Absorptioon vaikutta molekyylin koostumus ja rakenne, antaen jokaiselle molekyylille ominaisen absorptiospektrin. Tätä ilmiötä käytetään hyväksi NIRS-tekniikassa lähi-infrapun aallonpituuksilla ~650 -- 950 nm, joka muodostaa niin sanotun optisen ikkunan ihmiskehon kudokseen. Kuvassa 2a on esitetty kudoksen merkittävimmät absorptiotekijät eri aallonpituuksilla. Tällä aallonpituusalueella suurin valon absorbointiin vaikuttava tekijä on hemoglobiini. Hemoglobiini ei kuitenkaan absorboi liikaa valoa, jotta valo pääsee tunkeutumaan ja heijastumaan muutaman senttimetrin syvyydestä kudoksessa. Lyhyemmillä aallonpituuksilla hemoglobiinin valon absorptio kasvaa voimakkaasti, jolloin valo ei pääse tunkeutumaan kudokseen. Pidemmällä aallonpituuksilla kudoksessa olevan veden valon absorptio kasvaa voimakkaasti.[2]

Optisessa ikkunassa hemoglobiinin absorptio koostuu hapellisen (O_2Hb) ja hapettoman (HHb) hemoglobiinin absorptiosta. Absorptioiden huiput ja minimi ovat eri kohdissa, jota havainnollistetaan kuvassa 2b. Aallonpituudelle ~800 nm muodostuu niin sanottu isobestinen piste, missä absorptiot ovat yhtä suuret. Välillä 650 -- 800 nm hapettoman hemoglobiinin absorptio on dominoiva. Välillä 800 -- 950 nm hapellisen hemoglobiinin absorptio dominoi valon absorbanssia.[2]



Kuva 2a: Kudoksen eri molekyylien absorbanssi valon aallonpituuden funktiona.
Kuva 2b: Hapellisen ja hapettoman hemoglobiinin absorbanssi ja isobestinen piste.

NIRS-tekniikalla mittauksen toteuttaminen perustuu vähintään kahteen eri aallonpituuteen isobestisen pisteen eri puolilla optisen ikkunan sisällä. Useimmiten käytetään kahta eri aallonpituutta, mutta useammalla aallonpituudella voidaan saada tarkempia mittauksia. Mittauksessa kudoksesta valaistetaan yhdellä aallonpituudella vakiointensiteetillä ja muutaman senttimetrin päässä olevalla sensorilla mitataan

vastaanotetun valon intensiteetti. Tämän jälkeen käytettävää aallonpituutta vaihdetaan ja intensiteetin mittausta toistetaan. Mittaustuloksia verrataan edellisiin mittaustuloksiin, jonka jälkeen voidaan muutoksen perusteella laskea kudoksen happisaturaatio. Mittaussyvyys on riippuvainen valon tunkeutumisvyvyydestä. Valon tunkeutumisvyvyys kasvaa valon lähteen ja sensorin välisen etäisyyden kasvaessa, samalla kasvaa mittaussyvyys ja mittausalue.[3]

Erona muihin happisaturaation mittaamenetelmiin, NIRS mittaa pääasiassa kudoksessa olevan veren happisaturaatiota, eikä suonistossa olevan veren happipitoisuutta. Lähi-infrapuna-alueen aallonpituudet eivät läpäise hyvin halkaisijaltaan yli millimetrin paksuisia verisuonia, joten suonistollista happisaturaatiota ei voida hyvin NIRS-tekniikalla mitata. Suurin osa verestä on kuitenkin hiussuonissa kudoksessa, joten NIRS antaa hyvän kuvan kudoksen hapen määrästä. Suonistossa olevan veren happipitoisuus ei aina kerro totuudenmukaisesti kudoksen saamasta hapesta. [4, 5]

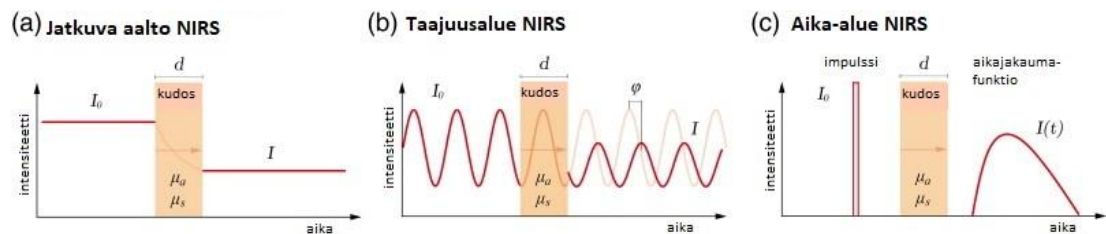
Lähi-infrapunaspektroskopian merkittävä lääketieteellinen käyttökohde on kudosten, esimerkiksi aivojen ja lihasten, happisaturaation tarkkailu. Tarkkailun kohteena voi olla aivojen eri osien aktiivisuus, jolloin kyseessä on funktionaalinen lähi-infrapunaspektroskopia (fNIRS). Aivojen aktiivinen alue kuluttaa happea, aiheuttaen paikallisen happipitoisuuden pudotuksen aivokuorella, jonka sijainnin voi havainnoida. fNIRS-mittauksissa pyritään enemmän havaitsemaan ilmiö, kuin sen suuruuden tarkkaan määrittämiseen. Yleensä lihasten kohdalla pyritään mahdollisimman tarkkaan tiettyjen suureiden määrälliseen mittaukseen.

NIRS-järjestelmä voidaan toteuttaa monella erilaisella tekniikalla. Yleisin tapa toteuttaa NIRS järjestelmä on jatkuva aalto (CW) -tekniikka. CW-NIRS-järjestelmän huomattavimmat edut ovat yksinkertainen toteutus, pienikokoisuus ja edullisuus, sillä tekniikka ei vaadi suuria määriä kalliita komponentteja. Tekniikka perustuu moduloimattoman valon jatkuvaan lähettämiseen tarkasteltavaan kudokseen ja vastaanotetun intensiteetin mittaamiseen kuvan 3a mukaisesti. Intensiteetistä edelleen lasketaan O_2Hb ja HHb suhteelliset osuudet, jolloin saadaan suhteelliset hapellisen [O_2Hb] ja hapettoman [HHb] hemoglobiinin konsentraatiot. Pelkällä CW-tekniikalla ei voida laskea happisaturaation absoluuttisia arvoja, sillä se ei ota huomioon mitattavan kudoksen kaikkia optisia ominaisuuksia, kuten absorbanssia ja heijastumista. Absoluuttisen arvon saamiseksi on laskuissa arvioitava kudoksen optisia ominaisuuksia. Hyvän arvion voi saada esimerkiksi käyttämällä useampaa valonlähdettä, -vastaanotinta tai itsekaliibroivaa asetelmaa eli ns. multivariantteja menetelmiä. [2, 3]

Kaksi muuta merkittävää tekniikkaa NIRS-järjestelmissä ovat aika-alue- (TD) ja taajuusalueen menetelmät (FD). Molemmista menetelmistä tehdään lisämittauksia valon intensiteetin lisäksi. FD-menetelmässä käytetty valosignaali moduloidaan ja kohdistetaan jatkuvasti mitattavaan kudokseen kuvan 3b mukaisesti. Vastaanottimessa havainnoidaan moduloidun valosignaalin intensiteettiä ja kudoksessa tapahtunutta signaalin vaiheenmuutosta. Vaiheenmuutoksesta voidaan laskea valon kulkuaika (TOF) ja arvioida siten kudoksen optisia ominaisuuksia, antaen enemmän informaatiota kuin CW-tekniikka. Valoa moduloidaan yleensä alle 200 MHz taajuuksilla. TD-menetelmässä lähetetään hyvin lyhyitä, muutaman pikosekunnin kestäviä, valopulsseja jatkuvan signaalin sijaan kuvan 3c mukaisesti. Vastaanottimessa kudoksesta tulevien fotonien saapumisaika mitataan, josta voidaan arvioida kudoksen optisia ominaisuuksia ja laskea TOF. Molemmat edellä

mainituista tekniikoista ovat toteutukseltaan huomattavan monimutkaisia verrattuna CW-tekniikkaan, vaatien huomattavasti suurempia ja kalliimpia järjestelmiä. Erityisesti TD -tekniikka vaatii hyvin nopeaa elektroniikka, koska ollaan tekemisissä valonnopeuden kanssa. Tekniikoiden etu on saavutettava korkea mittaustarkkuus, koska tekniikoilla saadaan runsaasti tietoa kudoksen optisista ominaisuuksista. TD- ja FD-tekniikoilla voidaan laskea saadun optisen informaation perusteella absoluuttinen $[O_2Hb]$ ja $[HHb]$. [2, 3]

Jokaisesta tekniikasta on toteutettu lukuisia johdannaisia, kuten laajakaista-, heijastus-, diffuusioaalto- ja optoakustiset spektrometrit. Esimerkkinä yksi merkittävimmistä uusista johdannaisista on ultraäänimerkitty lähi-infrapunaspektroskopia (UT-NIRS), joka on optoakustisen spektrometrian muoto kehitetty FD-tekniikasta. UT-NIRS järjestelmässä valoa moduloidaan ultraäänellä. Modulaation takia fotonit kokevat Doppler-ilmiön kohdatessaan veren liikkuvia punasoluja, jolloin on mahdollista laskea punasolujen suunta ja nopeus. Käytännössä UT-NIRS järjestelmässä on mahdollista yhdistää laser-dopplervirtausmittaus ja ultraäänijärjestelmien ominaisuuksia. [3, 14]



Kuva 3a: Jatkuva aalto (CW) NIRS

Kuva 3b: Taajuusalue (FD) NIRS

Kuva 3c: Aika-alue (TD) NIRS

Kuvassa: μ_a : absorptiotekijä, μ_s : sirontatekijä, ϕ : vaihe-ero ja $I(t)$: aikajakaumafunktio

2.2. Muunneltu Beerin ja Lambertin laki (MBLL) ja monietäisyyslähestymistavat (MD)

Lähi-infrapunaspektroskopiassa on useita eri tapoja laskea raa'asta valon intensiteettidatasta erinäisiä suureita, kuten hapellisen $[O_2Hb]$ ja hapettoman $[HHb]$ hemoglobiinin konsentraatiot, hemoglobiinin kokonaiskonsentraatio $[tHb]$ ja kudoksen happisaturaatio (StO_2). Nämä menetelmät jaetaan kahteen kategoriaan, uni- ja multivariantteihin menetelmiin, riippuen muuttujien määrästä. Merkittävin univarianttimenetelmä on muunneltu Beerin ja Lambertin laki. Merkittävimmät multivariantit menetelmät ovat spatiaalisesti eroteltu spektroskopia (SRS) ja itsekalibroiva (SC) metodi, jotka ovat monietäisyyslähestymistapoja. Menetelmästä riippumatta CW-instrumenteilla ei voida suoraan laskea hemoglobiinin konsentraatioiden absoluuttisia arvoja, sillä kudoksen optisia ominaisuuksia, kuten valon sirontatekijää μ_s ja absorptiotekijää μ_a ei voida mitata suoraan. Näitä voidaan kuitenkin karkeasti arvioida. Monietäisyyslähestymistavoissa (MD) optisille ominaisuuksille voidaan kuitenkin antaa hyvät approksimaatiot mittaamalla valon vaimentumista useilla ilmaisimen ja lähteen etäisyyksillä. Kaikki menetelmät olettavat mitattavan kudoksen ja hemoglobiinin konsentraation muutosten olevan homogeenisiä, ja että kudoksen μ_a on sirontatekijää huomattavasti suurempi. Oletukset aiheuttavat mittausvirheen varsinkin pään alueelle kohdistuvissa

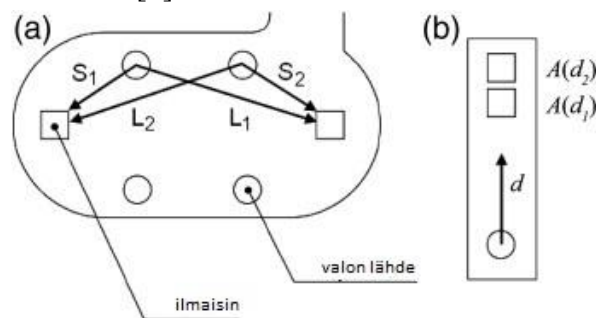
mittauksissa, mutta tämä ei ole niin merkittävää, koska yleensä pään alueen mittauksissa keskitytään sijainnin, eikä suuruuden tarkkaan määrittämiseen. [2, 3, 6]

Alkuperäinen Beerin ja Lambertin laki yhdistää valon intensiteetin vaimentumisen väliaineen ominaisuuksiin, jossa valo kulkee. Alkuperäinen laki ei kuitenkaan ota huomioon valon siroutumisesta johtuvaa valon intensiteetin vaimentumista väliaineessa. Delphy et al. julkaisivat 1988 laajennuksen alun perin 1850-luvulla kehitettyyn Beerin ja Lambertin lakiin, tätä lain versiota kutsutaan muunnelluksi Beerin ja Lambertin laiksi [8]. Muunneltu Beerin ja Lambertin laki (MBLL) käsittää myös siroutumisesta johtuvan häviön. MBLL olettaa, että sirontatekijä ei muutu mittauksen aikana, ja että kaikki muutokset signaalissa johtuvat hapellisen ja hapettoman hemoglobiinin konsentraatioiden muutoksesta. [2, 3, 6, 7]

Merkittävä edistysaskel NIRS-tekniikan kannalta oli diffuusioteorian analyttiset ratkaisut 1990-luvun taitteessa [9, 10], jotka mahdollistivat MD-lähestymistavat. Nämä ratkaisut auttoivat ymmärtämään valon kulkua kudoksessa. Pääperiaate kaikissa MD-lähestymistavoissa on, että mittauksia suoritetaan lukuisilla etäisyyksillä, eli järjestelmissä valonlähteitä ja/tai sensoreita on useita. MD-lähestymistavoilla on useita etuja verrattuna MBLL:n käyttöön happisaturaation laskemiseen. MD-tavoilla saadut arvot ovat vastustuskykyisempiä häiriöille, kuten liikkeen aiheuttamille häiriöille. SRS:n ja SC:n tapauksessa liikehäiriö vaikuttaa kaikkiin mittausetäisyyksiin, jolloin virhe kompensoituu pois. MBLL:n tapauksessa liikehäiriö tulkitaan virheellisesti happisaturaation muutokseksi. Toinen merkittävä etu on, että kun mittausetäisyyksiä on useita, saadaan kompensoitua pintakudoksen vaikutus mittaukseen. Tämä mahdollistaa eri henkilöiden mittausten vertailun, koska esimerkiksi pintakudoksen rasvakerroksen paksuus ei vaikuta mittaukseen. [2, 3, 6]

Spatiaalisesti eroteltu spektroskopia on MD-lähestymistavoista yksinkertaisempi. SRS vaatii useamman sensorin ja/tai valonlähteen. Nämä yleensä asetellaan peräkkäin tunnetuille etäisyyksille toisistaan kuvan 4 b mukaisesti, joten mittapää voi olla hyvin kapea. Intensiteetin I muutosta etäisyyden d funktiona lasketaan, jolloin saadaan laskettua absorbanssitekijä μ_a Suzuki et al. [11] kehittämällä kaavalla. [2, 3, 6]

Hueber et al. [12] kehittivät itsekalibroivan metodin 1999. Se on hieman monimutkaisempi kuin SRS, sillä SC vaatii vähintään kaksi ilmaisinta ja kaksi lähdettä. Osat asetellaan symmetrisesti tunnetuille etäisyyksille, kuvan 4a mukaisesti, niin että $S_1 = S_2$ ja $L_1 = L_2$. Laskennan idea on sama kuin SRS:llä. SC:n merkittävä etu on paras vastustuskyky erilaisia liikkumishäiriöitä vastaan, koska symmetrinen asettelu kumoaa kaikille havaitsojille yhteiset intensiteetin muutokset konsentraatioita laskettaessa. [2]



Kuva 4 a: Spatiaalisesti eroteltu spektroskopia, SRS

Kuva 4 b: Itsekalibroiva metodi, SC

3 TEKNIIKAN NYKYTILA

Nykyisessä muodossaan lähi-infrapunaspektroskopia kehitettiin 1970-luvun loppupuolella. Läpimurtona voidaan pitää tohtori Frans Jöbsin julkaisemaa tutkimusta vuodelta 1977 [15], jossa hän ensimmäisenä käytti CW-NIRS-instrumenttia hapellisen ja hapettoman hemoglobiinin mittaamiseen nisäkkäiden aivoista. Artikkelin jälkeen lähi-infrapunaspektroskopiaan liittyvän tutkimuksen suosio kasvoi nopeasti. Ensimmäiset testit ihmisillä suoritti Brazy et al. vuonna 1985 [16], jonka jälkeen lukuisat yritykset aloittivat kehittämään kaupallisia sovelluksia. Ensimmäinen kaupallinen NIRS-instrumentti, japanilaisen Hamamatsu Photonics'in NIRO-1000, julkistettiin 1989 ja se sisälsi yhden CW-mittauskanavan. [2, 3, 17]

Funktionaalisen lähi-infrapunaspektroskopian kehitys tapahtui 1990-luvun alkupuolella, jolloin myös mittauskanavien määrä alkoi kasvamaan nopeasti, koska suuremmalla määrällä kanavia samalla alueella saavutetaan parempi resoluutio paikallisille happisaturaation muutoksille. Tämä on erityisen tärkeää fNIRS-sovelluksissa. Ensimmäiset tutkimukset julkaistiin 1993, jossa yhdessä käytettiin yhtä aikaa viittä yksikanavaista instrumenttia. Japanilainen Hitachi julkaisi 10-kanavaisen CW-NIRS-järjestelmän 1994, aloittaen monikanavaisten järjestelmien yleistymisen. [3, 17]

90-luvun lopulla ilmestyivät ensimmäiset multimodaaliset järjestelmät. NIRS-järjestelmien mittauskanavien määrän kasvaessa ja yksittäisten kanavien pienentyessä NIRS-mittauksia yhdisteltiin muihin lääketieteellisiin instrumentointimenetelmiin. CW-fNIRS yhdistettiin ensimmäisenä positroniemissiotomografian (PET) kanssa 1994. Vuonna 1996 CW- ja TD- fNIRS yhdistettiin funktionaaliseen magneettikuvaukseen (fMRI) [36]. Erilaisten instrumentointimenetelmien yhdistäminen NIRS-mittauksiin on hyvin aktiivinen tutkimuskohde. [3, 17, 18, 37, 38]

Moderneissa instrumenteissa mittauskanavien määrä tietyllä alueella on kasvanut voimakkaasti. Esimerkki modernista fNIRS-järjestelmästä on yhdysvaltalaisen NIRx Medical Technologies'in kehittämä langaton 256-kanavainen mittausjärjestelmä aivojen etuotsalohkon kuoren aktiivisuuden mittaamiseen. Kannettavien järjestelmien puolella on tutkittu mahdollisuutta integroida NIRS-mittalaitteita lentäjien ja urheilijoiden vaatteisiin. [17, 19, 20]

Nykyisien lähi-infrapunaspektroskopiaa hyödyntävien järjestelmien käyttökohteita on useita. Aivojen aktivaation tarkkailu eri ärsykkeiden seurauksena voidaan nykyisin tehdä reaaliaikaisesti hyvällä resoluutiolla. CW-tekniikalla toteutettujen laitteiden tyypillinen syvyysresoluutio on noin 1,5 cm [23]. Hapetaturaation alueellinen alenema havaitaan aina pienellä viiveellä, mutta nykyisin sitä voidaan hyvin kompensoida ohjelmistoilla. Leikkauksissa käyttökohteena ovat leikkaukset, joissa potilas on pidettävä ns. rantatuoliasennossa. Esimerkiksi sydänkirurgian aikana tarkkaillaan aivojen saaman hapen määrää, koska aivojen hapensaanti voi vaarantua leikkauksen aikana asennon takia. On havaittu, että jo pienikin happisaturaation alenema operaatioiden aikana pidentää toipumisaikaa ja saattaa pahentaa mm. heräämisen jälkeistä pahoinvointia. [21, 22]

Kaupallisten NIRS-laitteiden määrä on kasvanut viime vuosina voimakkaasti. Pienien ja kannettavien NIRS-instrumenttien kehittäminen ja kaupallistaminen olisi merkittävä edistysaskel NIRS-laitteiden yleistymiseksi lääketieteellisissä

sovellutuksissa. Kaupalliset laboratoriotason laitteet maksavat tyypillisesti yli 10 000 dollaria, mutta hinnan odotetaan tippuvan merkittävästi. [21]

Lähi-infrapunaspektroskopia on vielä suhteellisen tuore tekniikka, joten siinä on vielä lukuisia haasteita ja ongelmia ratkaistavana. NIRS onkin jatkuvan tutkimuksen ja kehityksen kohteena. Suurimpia ongelmia NIRS-mittauksissa aiheuttavat optisesti hemoglobiinin kaltaiset molekyylit veressä ja kudoksissa, eli niillä on samanlaiset valoa heijastavat ominaisuudet kuin hemoglobiinilla. Näistä merkittävin on myoglobiini. Myoglobiinin osuudesta NIRS-signaalissa ei ole varmaa tutkimustietoa, sillä eri tutkimukset ovat päätyneet hyvin erilaisiin lopputuloksiin. Myoglobiinin osuus voi olla vain 10 % tai jopa 90 % kokonaissignaalista. [3]

Toinen merkittäviä ongelmia on CW-tekniikan kykenemättömyys mitata happisaturaation absoluuttisia arvoja, kun laskenta suoritetaan MBLL:n avulla. Mitattavan kudoksen optisia ominaisuuksia on arvioitava kudosten heterogeenisten luonteiden takia absoluuttisten mittausravojen saavuttamiseksi. Optisten ominaisuuksien arviointiin voidaan käyttää multivariantteja menetelmiä, jotka kuitenkin lisäävät järjestelmien monimutkaisuutta, tai vaihtoehtoisesti vain laskennallisesti arvioidaan keskimääräisiä ominaisuuksia. [2]

Haasteita luotettaviin NIRS-mittauksiin tuovat lukuisat fysiologiset tekijät, kuten rasvakudos, ihon perfuusio, melaniini ja veren virtauksen epätasaisuus kudoksessa. Rasvakudos mitattavan kudoksen päällä voi vaikuttaa mitattavan alueen optisiin ominaisuuksiin ja täten vaikuttaa mittauksiin. Rasvakudoksen määrä voi vaihdella merkittävästi mittauskohdan ja ihmisten välillä, joten kompensatio laskutoimituksissa rasvakudokselle on tehtävä joka kerta erikseen. Ihon perfuusiosta voi tulla haaste, jos se muuttuu merkittävästi mittauksen aikana. Perfuusio voi muuttua merkittävästi esimerkiksi rasituksen aikana johtuen kohoavasta ruumiinlämmöstä, hikoilusta ja kohonneesta pintaverenkierrosta. Ihon melaniini absorboi lähi-infrapunaa aallonpituuksia, eli ihon pigmentaatio voi vaikuttaa voimakkaasti vastaanotetun valon intensiteettiin, joten se on kalibroitava erikseen ihmisten välillä. Suurissa kudoksissa, kuten lihaksissa, verenkierto voi olla hyvin epätasaista. Tätä voidaan osittain kompensoida käyttämällä useaa mittauskanavaa. [3]

Tulevaisuudessa NIRS ja siihen läheisesti liittyvien tekniikoiden, kuten algoritmien ja elektroniikkakomponenttien odotetaan kehittyvät todella nopeasti, joten niiden kehittymisen edistymistä on vaikea ennustaa. NIRS-tekniikalla on useita tutkimussuuntia. CW-NIRS kehittyy suuntaan, jossa valon lähteiden ja ilmaisimien määrää lisätään eri etäisyyksillä toisistaan. Tässä käytetään hyväksi jatkuvasti parantuvia kuvantamisalgoritmeja paremman mittausresoluution parantamiseksi. Yleensä kaikissa tekniikoissa pyritään lisäämään enemmän ilmaisimien määrää, kuin valonlähteiden määrää. Näin voidaan rajoittaa ihoon kohdistuvan energian määrää. FD-NIRS-tekniikalla on toteutettu ensimmäisiä kaupallisia tuotteita, jotka voivat hinnalla kilpailla CW-ratkaisujen kanssa. FD-NIRS kehittyy voimakkaasti puolijohdekomponenttien kanssa ja siinä on vielä paljon pienentämispotentiaalia. TD-NIRS kehittyy uusien valoherkkien puolijohdekomponenttien kehityksen myötä, ja on paras ehdokas korkean resoluution 3D-kuvaamiseen. Edellä mainittujen tekniikoiden lisäksi kehitetään koko ajan lisää uusia NIRS-tekniikoita, kuten laajakaista- ja diffuusioaaltospektrometreja. Kehitystä tapahtuu myös multimodaalisessa kuvantamisessa, sillä NIRS voidaan yhdistää PET:n ja fMRI:n lisäksi nykyisin esimerkiksi aivosähkökäyrän (EEG) mittaamiseen ja

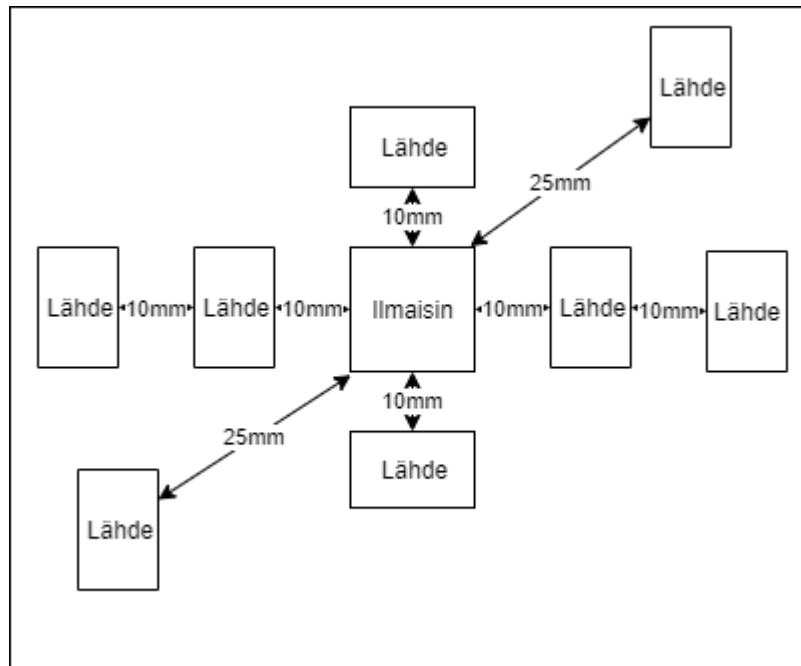
magnetoencefalografiaan (MEG). Yksi merkittävimmistä tutkimuksen aiheista on myös tekniikan akuuttien ongelmien, kuten myoglobiinin merkityksen, ratkaiseminen. [3, 23]

4 ELEKTRONIIKAN SUUNNITTELU

4.1 Rakenne

Tavoitteena on tehdä soveltuvuusselvitys NIRS-tekniikan käytöstä monikanavaisessa happisaturaatiomittarissa rintakehälle suunnittelemalla ja toteuttamalla laitteen prototyyppi. Pääpaino on prototyypin elektronikan suunnittelussa. Prototyypin suunnittelussa monikanavaisuus ja mittauspiste asettavat lukuisia vaatimuksia prototyypin elektronikan suunnitteluun. Koska prototyyppiä tullaan testaamaan ihmisillä, on turvallisuus otettava huomioon. Vaatimuksena on järjestelmän mahdollistaminen mahdollisimman pienelle pinta-alalle järkevillä kustannuksilla. Laitteelle suunniteltiin myös yksinkertainen muovikotelo, joka on nähtävissä liitteessä 1, jossa on myös nähtävillä koottu laite. Piirikaavio on nähtävillä liitteessä 2.

Prototyypissä ei ole erillistä mittapäätä, vaan valonlähteet ja -ilmaisimet sijaitsevat piirilevyllä. Prototyyppi täytyy mahdollistaa mahdollisimman pienelle pinta-alalle, ottaen huomioon järkevät kustannukset. Valitaan monikanavaisuuden toteutustavaksi spatiaalisesti eroteltu spektroskopia sen yksinkertaisuuden vuoksi, ja tällöin voi käyttää useita valonlähteitä tai -ilmaisimia. Piirilevyjen, ja siten järjestelmän, pinta-alaa kudosta vasten rajoittaa valonilmaisimen ja -lähteiden välinen suurin etäisyys. Jotta yhdellä prototyypillä saadaan kattavasti tietoa eri mittaussyvyyksistä, valitaan suurimmaksi, eli rajoittavaksi, etäisyydeksi vastaanottimen ja lähettimen välillä 2,5 cm. Hyvä etäisyys valonlähteen ja -ilmaisimen välillä parhaan signaali-kohinasuhteen saavuttamiseksi on Sone S. et al. mukaan 5 – 35 mm [24]. Mitä suurempi väli lähteen ja ilmaisimen välillä on, sen syvemmälle valo kulkeutuu. Ihon vaikutus mittauksiin vähenee, kun etäisyys on yli 10 mm, ja alla olevan rasvakerroksen, kun etäisyys on yli 20 mm. Valon poikkileikkaus lähteestä ilmaisimeen valaistussa kudoksessa on banaanin muotoinen [3]. Koska halutaan kattaa mahdollisimman suuri kudoksen pinta-ala, asetetaan ilmaisimet piirilevyn origoon ja valonlähteet symmetrisesti vastaanottimen ympärille. Tämä mahdollistaa mittauskanavien eristämisen toisistaan ja mahdollisuuden vaihtaa mittauskanavaa optimaalisen mittausedatan keräämiseksi. 2,5 cm mittausetäisyys saavutetaan asettamalla lähettimen koordinaatteihin (1,73 cm; 1,73 cm) ja (-1,73 cm; -1,73 cm) suhteessa origoon. Piirilevyn ollessa neliö, sen kokoa rajoittava mitta on neljä senttimetriä. Piirilevystä tehdään pinta-alaltaan 5 cm x 5 cm kokoinen neliö, joka on sopivan pieni. Valitaan kanavien määräksi kahdeksan, jolloin voidaan neliön ala kattaa kahdeksalla lähteellä. Kanavien määrän kasvaessa, myös vaadittavien kytkimien määrä kasvaa lähteiden ohjaamiseksi. Kuvassa 5 on esitetty valonlähteiden ja -ilmaisimen sekä piirilevyn mitat.



Kuva 5: Valonlähteiden- ja ilmaisimen asettelu, ei mittakaavassa

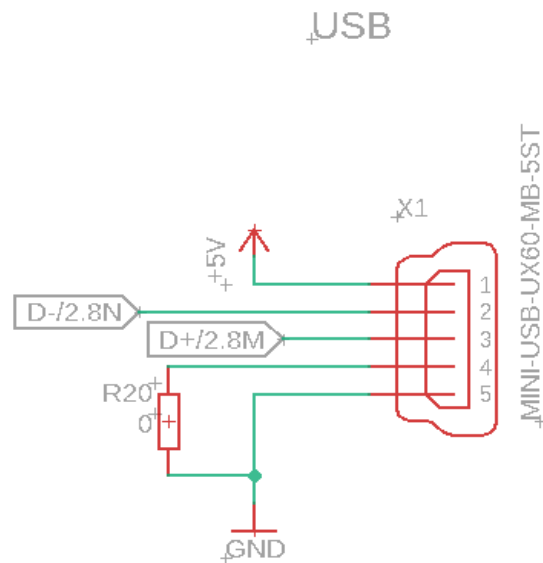
Järjestelmässä on lukuisia voimakkaasti lämpeneviä komponentteja, kuten jänniteregulaattoreita ja valonlähteitä. Prototyyppi asetetaan ihoa vasten, eikä lämpeneviä komponentteja voi asettaa ihon lähelle ilman mahdollista vahinkoa iholle, sillä jo 44 asteelle pitkäaikainen altistuminen voi aiheuttaa kudonvaurioita [25]. Tästä johtuen järjestelmä suunniteltiin modulaariseksi koostuen kahdesta osasta, lähettimestä ja vastaanottimesta. Lähetin, joka on irti ihosta, koostuu järjestelmän digitaalisista- ja teho-osista sekä valonlähteistä. Vastaanotin sisältää analogisen signaalinkäsittelyn ja valon vastaanottimen. Modulaarisella rakenteella saavutetaan lukuisia etuja, kuten kompakti koko ja hyvä eristys eri lämmönsiirtomekanismeja (säteily, johtuminen ja kulkeutuminen) vastaan. Valo voidaan ohjata iholle optisella kuidulla, eristäen ihon lämpenevistä valonlähteistä. Lämpenevät tehokomponentit voidaan asettaa mahdollisimman kauas ihosta. Näin voidaan hyvin eristää laitteen analogiset ja digitaaliset osat omiin moduuleihinsa, jolloin digitaaliset signaalit eivät häiritse analogisia signaaleja. Jos halutaan muuttaa toisen levyn ominaisuuksia, esimerkiksi käytettäviä valonlähteitä, ei tarvitse tehdä koko laitetta uudestaan. Yksityiskohtainen lohkokaavio komponenttivalintoineen löytyy kuvasta 18.

4.1.1 Käyttöjännitteet

Laitteen suunnittelussa käyttöjännitteiden suunnitteluun on kiinnitettävä erityistä huomiota. Suuret tehot luovat lämmönlähteen, joten mahdollisesti voimakkaasti lämpenevät komponentit on asetettava lähetinmoduuliin irti ihosta. Merkittävimmät tehoa vaativat komponentit laitteessa ovat valonlähteet ja mikro-ohjain. Samaan aikaan laitteen analogisille osille on luotava mahdollisimman häiriöttömät käyttöjännitteet, jotta mahdolliset käyttöjännitteen häiriöt eivät vaikuta herkkien komponenttien toimintaan.

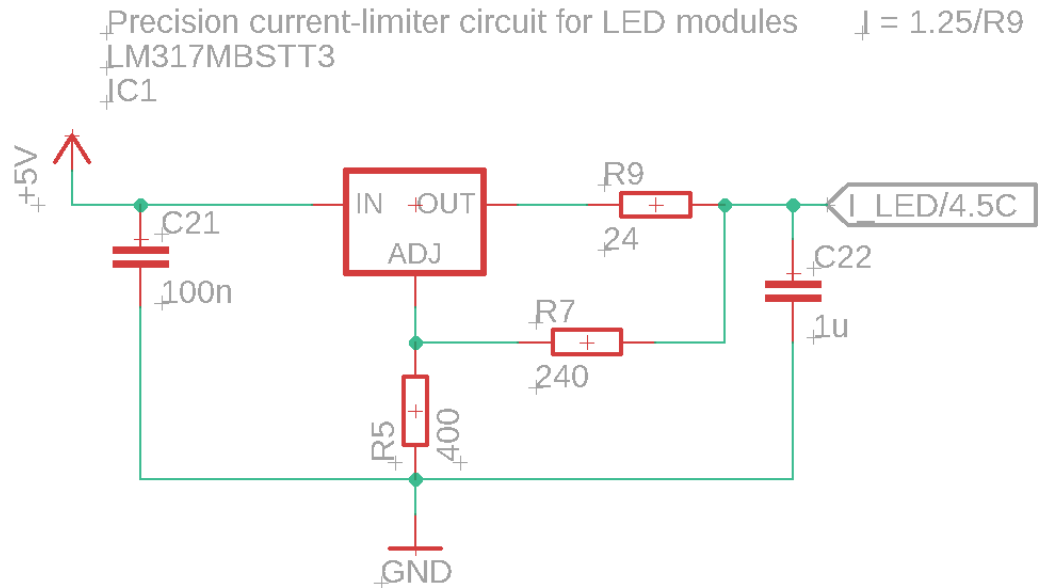
Koko laitteen virtalähteeksi valitaan USB (Universal Serial Bus), jolloin prototyyppi saa käyttöjännitteensä USB-johdon viiden voltin jännitelinjasta. USB-

toteutuksella voidaan minimoida laitteesta lähtevien johtojen määrä ja maksimoida yhteensopivuus useimpien tietokoneiden ja esimerkiksi erilaisten laitteiden kanssa. USB 2.0 kykenee antamaan jopa 500 mA virtaa, mikä riittää laitteelle hyvin. USB 2.0 sisältää myös differentiaalisen dataparin, joka kykenee jopa 480 Mb/s siirtonopeuksiin. USB-yhteyden toteuttamiseksi piirilevyllä valitaan liitimeksi mini-USB sen antaman kompromissin pienikokoisuuden ja kokoamishelpouden välillä. USB:n antamaa viiden voltin jännitettä voidaan suoraan syöttää valitulle mikro-ohjaimelle ohituskondensaattoreiden avulla. Kuvassa 6 on esitetty mini-USB -liittimen kytkennät. Liittimen neljäs pinni on USB-ID isäntälaitteen tunnistusta varten. Pinni voidaan kytkeä tarvittaessa maihin, mutta lähtökohtaisesti jätetään kellumaan. [26]



Kuva 6: mini-USB -liittimen piirikaavio

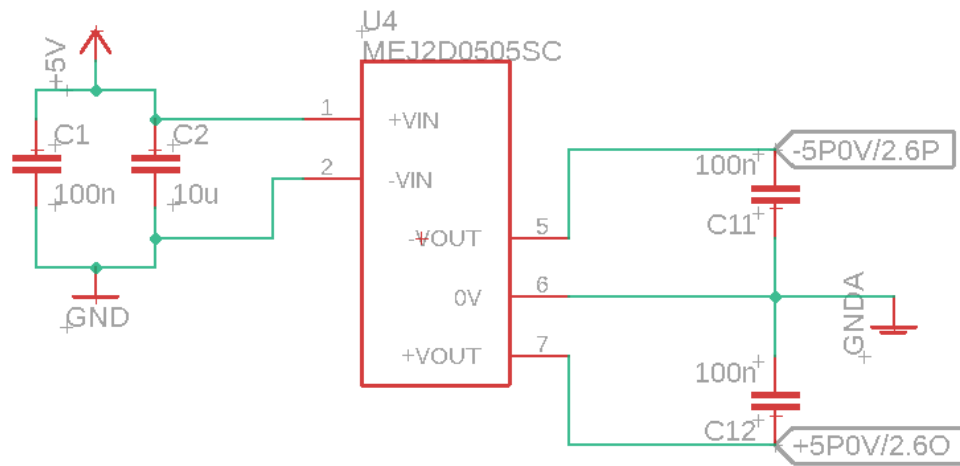
Valonlähteiden ajaminen vaatii hyvin vakaata virtaa, sillä valaisuintensiteetin on pysyttävä mahdollisimman vakiona kudoksen valaisun ajan. Vaihtelu valaisuintensiteetissä vaikuttaa suoraan mittaustulosten luotettavuuteen, sillä absorboituneen valon määrää pyritään mittaamaan mahdollisimman tarkasti. Läheteitä ajetaan vakiovirtalähteellä. Vakiovirtalähteen voi toteuttaa käyttämällä lineaarista jänniteregulaattoria vakiovirtakytkennällä, joka on esitetty kuvassa 7. Valitaan jänniteregulaattoriksi säädettävä LM317, sillä se kykenee antamaan 1,5 A virtaa ja on helposti saatavilla. LM317 omaa myös hyvät syöttöjännite- ja kuormaregulaatio ominaisuudet. Tuloon ja lähtöön asetetaan suositellut suodatinkondensaattorit. Vakiovirran suuruus asetetaan $24\ \Omega$ vastuksella, kuvan 7 vastus R9, jolloin virta on $1,2\ \text{V} / 24\ \Omega = 50\ \text{mA}$, joka on sopiva virta ajamaan valonlähteitä. Tällöin vastuksen R7 arvo on $0\ \Omega$. Prototyyppiin jätetään myös mahdollisuus normaaliin lähtöjännitteen säätöön, sillä se vaatii vain kaksi vastusta, R5 ja R7, jotka voidaan jättää asentamatta. [27]



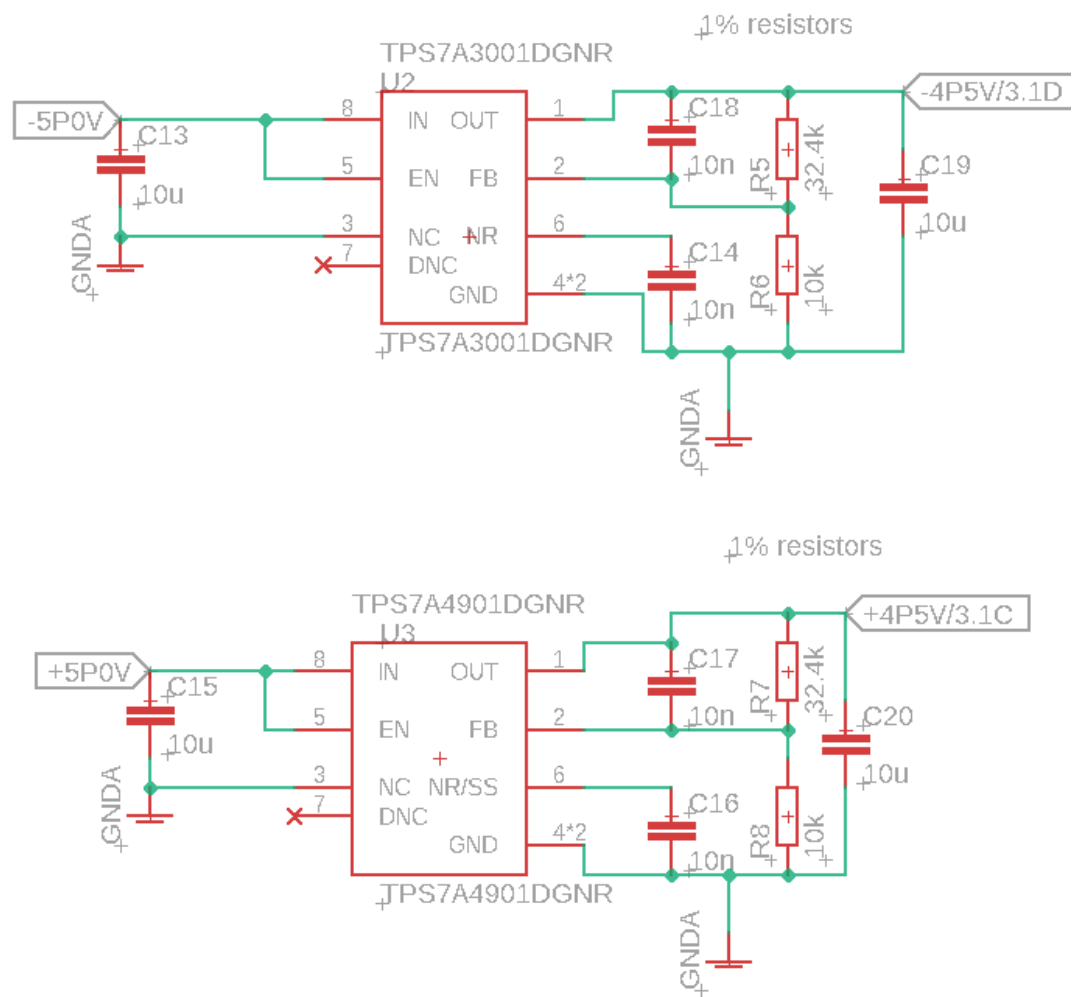
Kuva 7: LM317 jänniteregulaattori piirikaaviossa

Vastaanotinmoduulin analogiset komponentit tarvitsevat hyvin vähähäiriöisen kaksipuoleisen käyttöjännitteen. Tämä saadaan käyttämällä isoitua DC/DC -muunninta MEJ2D0505SC, joka luo positiivisen ja negatiivisen viiden voltin jännitteen. KytKentä ohituskondensaattoreineen on esitetty kuvassa 8. Komponentin sisällä on korkeataajuinen isoiva DC/DC-muuntaja, joka se on tarkoitettu lääketieteellisiin instrumentteihin. Muuntaja kykenee antamaan jopa 400 mA, jolloin tulovirta on 503 mA, eli tehoa muuttuu lämmöksi 0,5 W suurimmalla mahdollisella kuormalla. 0,5 W tehohäviö tapahtuu suurimmaksi osaksi lämpönä, mutta on niin pientä, että erillistä jäähdytysjärjestelmää ei tarvita. Kotelon suunnittelussa tämä on kuitenkin otettava huomioon. Hyötysuhde on tietolehtiön mukaan noin 75 %. Muuntaja mahdollistaa eristyskynnyksen tulon ja lähdön välille, jolloin vikatilanteissa tulon jännite ei voi kytkeytyä muuntimen lähtöön ja siten ihoa lähellä oleviin komponentteihin. Eristys estää myös tulon transienttien kytkeytymisen lähtöön. Koska muuntaja tuottaa korkeataajuisia kytkinkohinaa DC/DC-muunnosprosessissa, tarvitaan tulon ja lähtöön ohituskondensaattorit. [28]

Jotta DC/DC-muuntimen lähdön jännitteistä saadaan mahdollisimman häiriöttömiä, +/- 5V jännitteet viedään matalan jännitepudotuksen omaaville lineaarisille regulaattoreille. Regulaattoreiksi valitaan ultravähäkohinaiset TPS7A3001 negatiiviselle ja TPS7A4901 positiiviselle jännitelinjalle. Regulaattorit omaavat matalan jännitepudotuksen (216 mV 100 mA kuormalla), säädettävän lähtöjännitteen, äärimmäisen vähäisen kohinan lähdössä (n. 15 μ V) ja korkean tulon kohinan siedon ($PSRR \geq 52$ dB). Näillä komponenteilla saadaan analogisille komponenteille tuotettua äärimmäisen vähähäiriöiset noin 4,5 V positiivinen ja negatiivinen jännitelinja. Lähtöjännite asetetaan luomalla tarkkuusvastuksilla jännitejako regulaattoreiden takaisinkytkentään. Kuvan 9 vastusten R5 ja R6 avulla lähtöjännite asetetaan 5 V kaavan $R_5 = R_6(V_{out}/V_{fb} - 1)$ mukaisesti, missä $V_{fb} = 1,185$ V. Kuvassa näkyvät myös tulon ja lähdön ohituskondensaattorit. Koska regulaattoreiden tulojännite on noin 5 V, oletetaan lähtöjännitteiden olevan noin 4,5 V. [29]



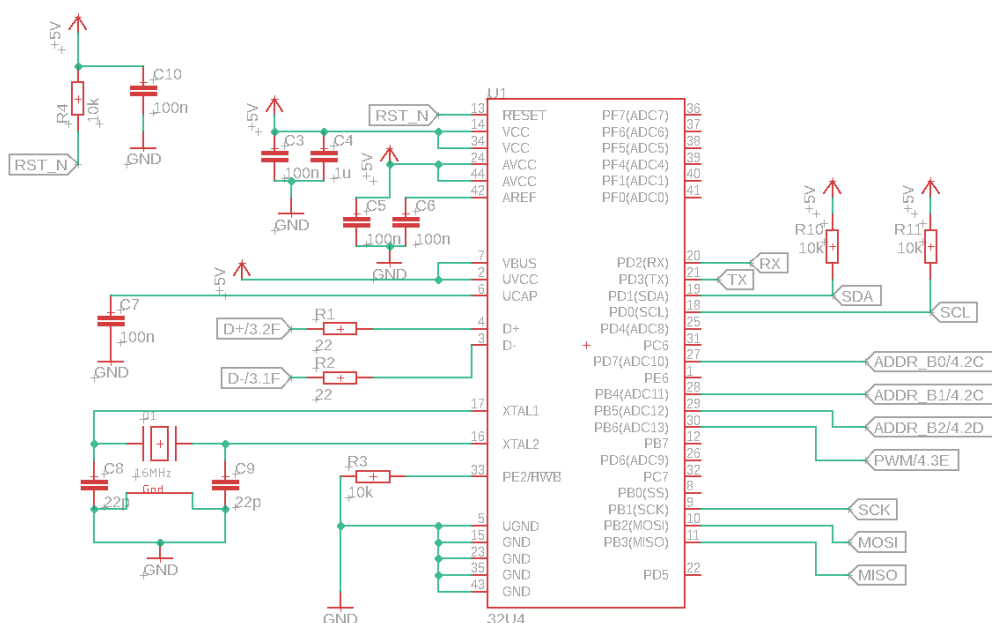
Kuva 8: MEJ2D0505SC isoitu jänniteregulaattori piirikaaviossa



Kuva 9: TPS7A4901 ja TPS7A3001 regulaattorit piirikaaviossa

4.1.2 Mikro-ohjain ja rajapinnat

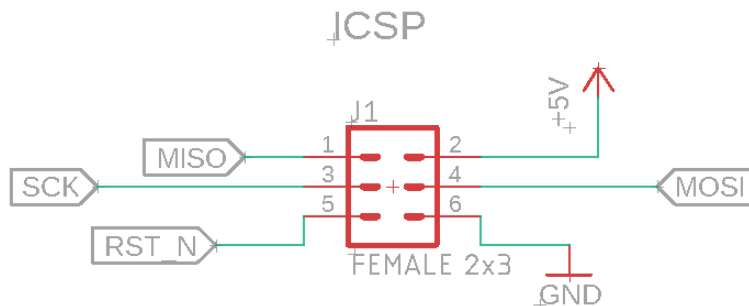
Laitteen toimintaa ohjaamaan tarvitaan mikro-ohjain, jonka ominaisuuksissa painotetaan hyvää ohjelmistotukea ja hyvää saatavuutta. Mikro-ohjaimeksi valitaan Microchip:n valmistama ATmega32U4-mikro-ohjain. 32U4 omaa todella laajan ohjelmistotuen, sekä mikro-ohjain tukee USB 2.0-datasiirtoa ilman ulkoisia komponentteja, joka on koko laitteen pääasiallinen rajapinta kommunikointiin tietokoneen ja laitteen välillä. Komponentti on saatavilla helposti juotettavassa pintaliitospakkauksessa. Kelloksi valitaan geneerinen 16 MHz pintaliitoskristalli. Tällöin kokonaisuus mahdollistaa Arduino Leonardon esilataajan ja kehitysympäristön käytön ohjelmistokehitykseen. Kuvassa 10 näkyy mikro-ohjaimen kokonaisuus kaikkine rajapintoineen, sekä ulkoiset komponentit, kuten ohituskondensaattorit.



Kuva 10: ATmega32U4 -mikro-ohjain piirikaaviossa rajapintoineen ja ulkoisine komponentteineen

Rajapintoina laitteessa toimivat USB:n lisäksi ICSP (in-circuit serial programming) - ja I2C (inter-integrated circuit) -rajapinnat. ICSP:n pääasiallinen tarkoitus on toimia ohjelmointirajapintana mikro-ohjaimen esilataajalle käyttäen samoja pinnejä SPI:n (serial programming interface) kanssa. Kuvassa 11 on esitetty 2 x 3 piikkirimaliittimen pinnijärjestys, joka vastaa Arduinojen ICSP-liitäntää. Esilataaja ohjelmoidaan mikro-ohjaimelle käyttämällä Arduinoa ISP:nä (in-system programmer). Esilataajan ohjelmoinnin jälkeen ohjelmointi suoritetaan USB:n kautta. I2C on implementoitu kahdella 10 kΩ ylös vetovastuksella viiden voltin käyttöjännitteeseen. I2C:tä käytetään kommunikointiin vastaanotinmoduulin ADC:n (analog-to-digital converter) ja mikro-ohjaimen välillä. I2C:tä käytetään perusnopeudella, eli 100 kHz kellotaajuudella. Kolme I/O-pinniä käytetään asettamaan kolmibittinen osoite multiplekserille, jolla valitaan käytettävä valonlähde

ja yksi I/O-pinni vaaditaan PWM (pulssinleveysmodulaatio) -signaalin luomiseen valonlähteiden ajamiseen. Vianetsintää varten prototyypissä on piikkirima sarjaliikenneväylälle, mikä myös mahdollistaa USB:n ohittamisen mahdollisissa ongelmatilanteissa.



Kuva 11: ICSP liitin ja sen kytkennät piirikaaviossa

4.1.3 Valolähde

Yksi merkittävimmistä suunnittelupäätöksistä on valonlähteiden valinta ja käytön suunnittelu. Merkittävimmät vaihtoehdot valonlähteiksi ovat LED (light emitting diode) tai laseriodit (LD). Laseriodilla voidaan saavuttaa hyvin korkea kirkkaus melkein monokromaattisella säteilyllä. Laseria voidaan myös ajaa hyvin lyhyillä pulsseilla, jolloin keskimääräinen tehonkulutus ei nouse kovin suureksi.

Lasereilla on kuitenkin lukuisia huonoja ominaisuuksia, kuten suhteellisen suuri koko, heikko käyttöturvallisuus, ajamisen vaativuus, korkea hinta ja suhteellisen voimakas lämpeneminen. Lasereita ei ole saatavilla pieninä moduuleina, jolloin niitä on vaikea käyttää tällaisissa laitteissa, joissa tilaa on hyvin rajoitetusti. Muutenkin laser-moduuleiden saatavuus lähi-infrapuna-alueella on heikko. Lasereilla voidaan saavuttaa hyvin korkea valon intensiteetti, jolloin valon kohdistaminen esimerkiksi silmiin voi olla hyvin vaarallista. Komponenttien ajaminen on hankalaa vaadittujen suurien jännitteiden takia, jotka johtavat myös ongelmiin lämmön kanssa mitattavassa kudoksessa ja itse laser-moduulin jäähdytyksessä. Lasereiden kanssa on lämpenemisen vuoksi aina käytettävä optista kuitua valon ohjaamiseen mitattavaan kudokseen.

LEDit tarjoavat lukuisia etuja lasereihin verrattuna. Merkittävimmät edut ovat hyvä saatavuus, pieni koko, edullisuus, helppo säädettävyys ja matala tehonkulutus. LED-komponentteja on helposti saatavilla monenlaisissa pienissä pakkauksissa, useilla aallonpituuksilla ja edulliseen hintaan. Komponentin pakkaukseen on myös mahdollisesti integroitu useita eri aallonpituuksia. LEDistä lähtevän valon intensiteettiä voidaan myös säätää muuttamalla komponentin läpi kulkevan virran määrää. Lisäksi LEDit kuluttavat hyvin vähän tehoa, jolloin komponenttien lämpeneminen ei aiheuta ongelmaa. Merkittävimmät haittapuolet lasereihin verrattuna ovat LEDien huonompi valotehon hyötysuhde ja leveämpi emission kaistanleveys.

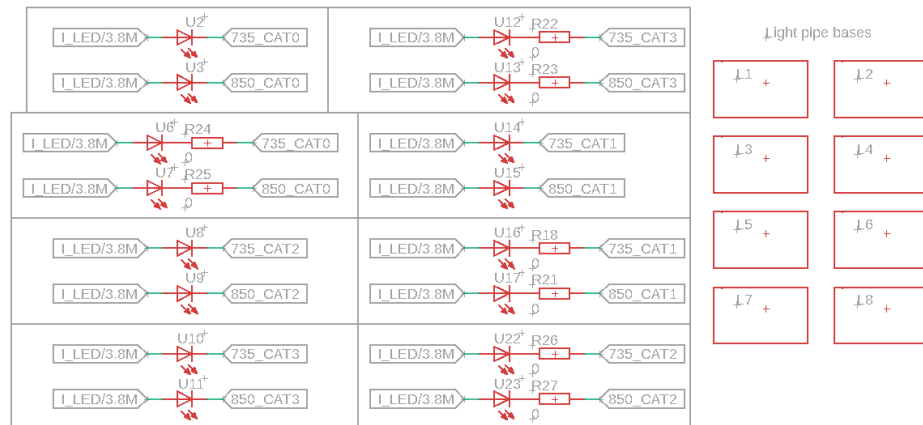
Lukuisat tutkimukset esittävät eriäviä tuloksia optimaalisista aallonpituuksista optisen ikkunan sisällä parhaan mittaustuloksen saavuttamiseksi. Kahden aallonpituuden järjestelmissä, joissa aallonpituudet ovat isobestisen pisteen eri puolilla, käytetään toisena aallonpituutena yleensä 830 nm. Tätä aallonpituutta on

monissa tutkimuksessa pidetty vakiona ja optimaalista paria on etsitty isobestisen pisteen toiselta puolelta. Tutkimuksien lopputuloksina on saatu optimaalisiksi aallonpituuksiksi toiselle lähteelle < 780 nm, $690 - 750$ nm, 690 nm, 760 nm tai 660 nm. Toisissa tutkimuksissa on myös tarkasteltu 830 nm aallonpituuden optimaalisuutta, joissa on päädytty aallonpituuspariin > 730 nm ja < 720 nm, joista kumpikaan ei ole yli 780 nm, sekä pariin 887 ± 12 nm ja 704 ± 7 nm. Nämä tutkimukset otetaan huomioon aallonpituuksia ja niiden asettelua päätettäessä piirilevyllä. [2, 39]

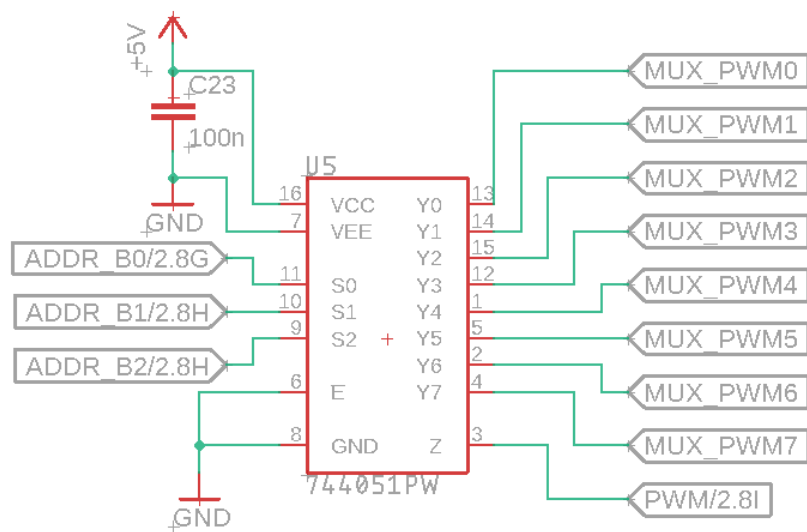
Valitaan laitteen valonlähteiksi LEDit, koska ne sopivat paremmin projektin vaatimuksiin. Koska työssä on vaatimuksena testata lukuisia eri aallonpituuksia, valitaan testattavaksi parhaiten saatavilla oleva LED-komponenttisarja, jota on saatavilla pieninä pintaliitoskomponentteina (SMC-sarja). Komponenttisarjassa on samanlaisissa pintaliitospakkauksissa lukuisia eri aallonpituuksia lähi-infrapuna-alueella, joista valitaan testattaviksi 750 nm, 780 nm, 830 nm, 850 nm ja 890 nm aallonpituudet. Kaikkien valittujen LEDien kytkinviiveet ovat muutaman nanosekunnin luokkaa ja valaisuteho on välillä $8 - 19$ mW. Ledien kytkennät ovat esitetty kuvassa 12. [30]

Valo ohjataan mitattavalle kudokselle lyhyellä taipumattomalla optisella kuidulla, joka on kiinnitetty kantaan. Yhteen kuituun ohjataan aina yhden LED-parin valo, eli yhteensä järjestelmässä on kahdeksan optista kuitua ja kantaan. Kantaan on mahdollista kiinnittää eri pituisia optisia kuituja, jotka viedään vastaanotinmoduulin piirilevyn läpi samalle tasolle ilmaisimen kanssa. Tällöin mitattavaa kudosta vasten on vain ilmaisin ja valokuidut.

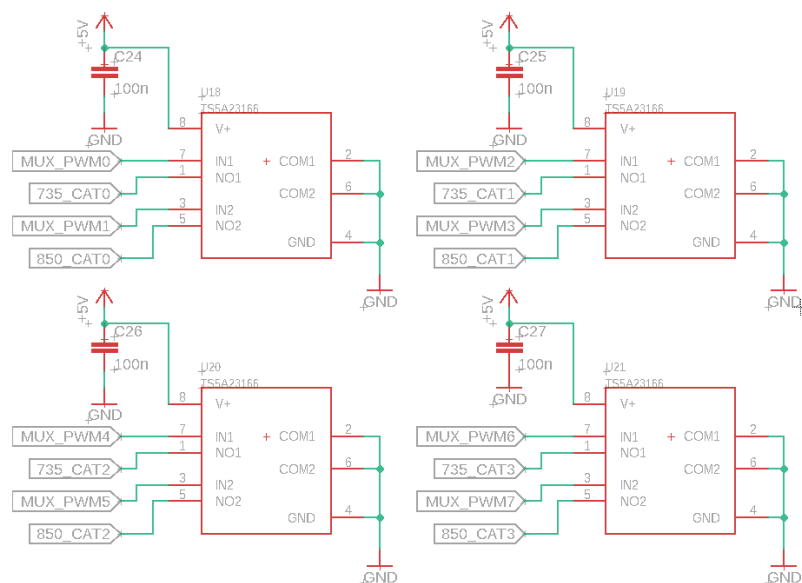
Valonlähteiden ohjaus toteutetaan kytkemällä LEDien katodit nopeisiin analogisiin kytkimiin. Mikroprosessori ohjaa 1:8-multiplekseriä kolmella osoitebitillä, joilla valitaan käytettävä analoginen kytkin, joka ohjaa tiettyä LEDiä. PWM-signaali ohjaa kytkimen asentoa, jolloin mahdollistetaan, että LEDiä voidaan pulssittaa haluttu aika. Merkittävät suunnitteluparametrit ovat multiplekserin ja kytkimien kytkinviiveet, sillä ne vaikuttavat siihen, kuinka nopeasti valonlähdettä voidaan vaihtaa ja siten mittausresoluutioon. Valitaan multiplekseriksi hyvin nopea NXP 74HC4051 analoginen 1:8-multiplekseri, jonka kytkinviive on vain 5 ns. Komponentin kytkennät ovat esitetty kuvassa 13. Multiplekserin lähtöihin on lisätty 10 k Ω alavetovastukset, jotta signaalit eivät jää kellumaan, kun niitä ei aktiivisesti ajeta (kuvan 15 vastukset). LEDien ohjaamiseen valitaan kaksikanavainen analoginen kytkin Texas Instrumentsilta TS5A23166, joka omaa nopean $4,5$ ns päällekytkeytymisajan, 8 ns poiskeytymisajan ja todella matalan $0,9$ Ω päälläoloresistanssin. Näiden kytkimien kytkennät ovat esitetty kuvassa 14. Yksi kaksikanavainen kytkin ohjaa aina yhtä LED-paria. Näiden kytkimien heikkoutena on, että niillä voidaan ajaa korkeintaan neljää paria eli valonlähdettä kerrallaan, eli kaikki kahdeksan valonlähdettä eivät voi olla kytkettynä yhtä aikaa. Kuvan 12 0 Ω vastuksilla voidaan säätää käytössä olevia valonlähteitä. Myös vaihtoehtoinen kytkintapa on mahdollistettu siltä varalta, että TS5A23166:t eivät olekaan sopivia kytkimiä, kts. osio 5: testaus. Vaihtoehtokomponentteina toimii yksinkertainen nopea Vishay Siliconix'in dual-NMOSFET SI1024X, joiden kytkennät ovat esitetty kuvassa 15. [31, 32]



Kuva 12: LED-parit, jotka muodostavat valonlähteet ja valokuitujen kannat piirikaaviossa.



Kuva 13: 1:8 Multiplekserin kytkennät



Kuva 14: TS5A23166- kaksikanavaiset analogiset kytkimet

4.1.4 Ilmaisin

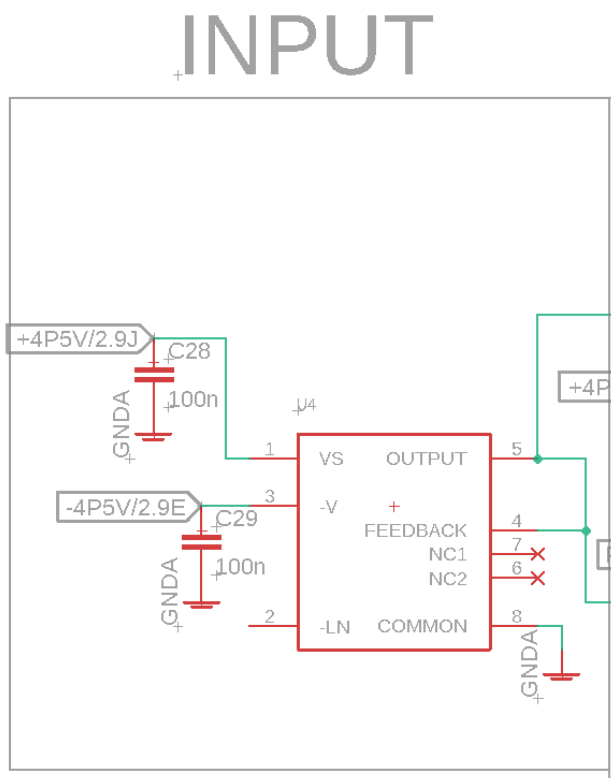
Toinen merkittävä suunnittelupäätös on valon ilmaisimen valinta ja toteutus. Merkittävimmät vaihtoehdot ovat PMT (fotomonistinputki), PIN-fotodiodi ja vyörypurkausdiodi. Jokaisella komponentilla on hyvin erilainen toimintaperiaate ja täten hyvät ja huonot puolensa. Tärkeimmät suunnitteluvaatimukset ovat pieni koko, edullisuus ja matala (n. 5 V) käyttöjännite. Käyttöjännite ei voi olla korkea, koska koko prototyyppi tulee ihoa vasten, ja korkeat jännitteet voivat aiheuttaa turvallisuusriskin esimerkiksi lämpenemisen takia.

Fotomonistinputkilla on ylivoimainen herkkyys verrattuna muihin vaihtoehtoihin. PMT:lla voidaan laskea jopa yksittäisiä fotoneita, sillä ne omaavat jopa 140 dB sisäiseen vahvistukseen. Vahvistus ei vaadi ulkoisia komponentteja, joten PMT:t ovat hyvin nopeita. Niillä on kuitenkin lukuisia huonoja puolia, kuten herkkyydestä johtuva heikkous esimerkiksi ympäristön hajavalolle. Merkittävimmät syyt, miksi fotomonistinputkia ei voida käyttää tässä projektissa, ovat komponenttien korkea hinta, suuri koko ja vaadittavat tuhansien volttien käyttöjännitteet. Käyttöjännitteet vaatisivat hyvin paljon komponentteja jännitteiden generointiin, stabilointiin ja jäähdyttämiseen, mutta silti jännitteet olisivat merkittävä turvallisuusriski. [33]

Vyörypurkausdiodit perustuvat diodissa tapahtuvaan vyörypurkausilmiöön, jonka takia nekin omaavat muutaman kymmenen desibelin sisäisen vahvistuksen. Vahvistuksen takia vyörypurkausdiodit ovat herkkyydeltään vertailun keskitasoa, joten ne kestävät hajavaloa siten PMT:a paremmin ja ovat silti suurin piirtein yhtä nopeita. Vyörypurkausdiodeja on myös saatavilla kohtuullisen pienissä pakkauksissa. Ratkaiseva ongelma vyörypurkausdiodien kanssa ovat niiden vaatimat satojen volttien biasjännitteet jotta vyörypurkausilmiö voi tapahtua. Suuret jännitteet aiheuttavat samoja ongelmia kuin PMT:en tapauksessa, eli generointi-, lämpö- ja turvallisuusongelmia. [33]

PIN-fotodiodit tarjoavat lukuisia etuja, kuten pienikokoisuuden ja edullisuuden. Ne kestävät hyvin ympäristön taustavaloa, koska ne eivät omaa sisäistä vahvistusta. Fotodiodit voivat toimia hyvin pienillä ja turvallisilla biasjännitteillä. Haittoina ovat huono herkkyys ja sisäisen vahvistuksen puuttuminen. Koska fotodiodeilla ei ole sisäistä vahvistusta, ne vaativat ulkoisen vahvistinpiirin. Vahvistinpiiri aiheuttaa rajoitteita kaistanleveydessä ja aiheuttaa lisää kohinaa mittaussignaaliin. [33]

Valitaan työssä käytettäväksi fotodiodit niiden hinnan, koon ja turvallisuuden perusteella. Eli tulee valita pienellä käyttöjännitteellä toimiva pienikokoinen komponentti ja suunnitella ulkoinen vahvistuspiiri. Merkittävä suunnitteluparametri on myös fotodiodin herkkyysalue, jonka on oltava lähi-infrapuna-alueella. Texas Instruments valmistaa komponenttia OPT101, jossa on pieneen pakettiin integroitu sopiva fotodiodi ja transimpedanssivahvistin optimoituina 850 nm aallonpituudelle. Komponenttia on myös käytetty tutkimuksissa aikaisemmin [34]. Integroitu vahvistin vähentää tarvittavien komponenttien määrää ja kohinan lähteitä, kuten pimeävirtaa. Komponentilla on vakiona 120 dB vahvistus hyvin pienellä kohinalla. Vahvistusta voidaan tarvittaessa muuttaa ulkoisilla komponenteilla. Kaistanleveys vahvistimelle on 14 kHz, joka on otettava huomioon referenssisignaalin taajuutta valittaessa. Fotodiodin kytkennät ovat esitetty kuvassa 15. [35]

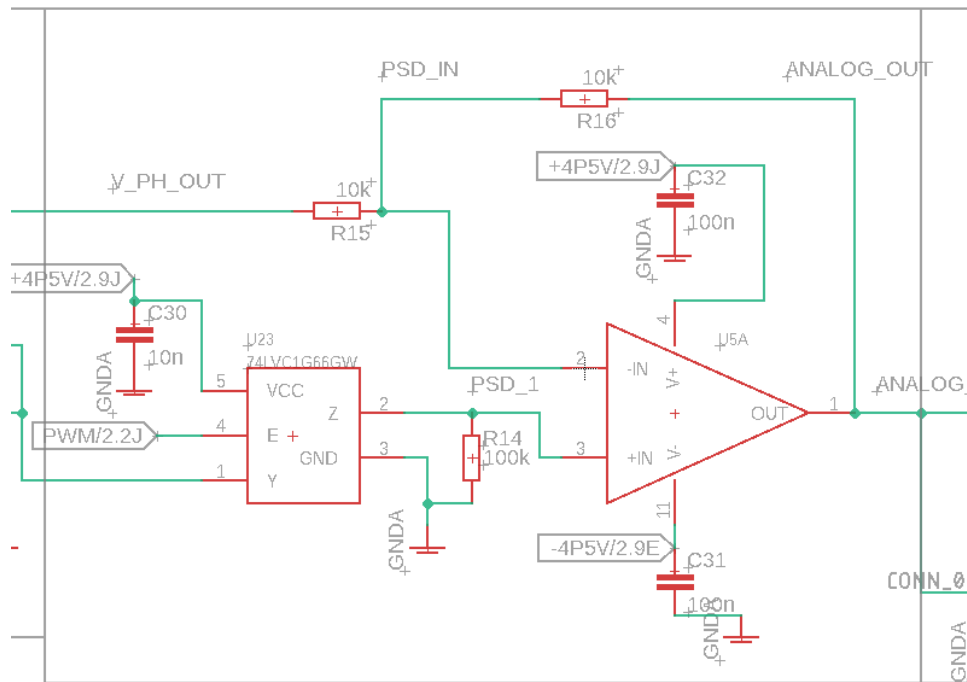


Kuva 15: OPT101 fotodiodin ja vahvistimen kytkennät piirikaaviossa.

4.1.5 Signaalin vahvistus ja lähtö

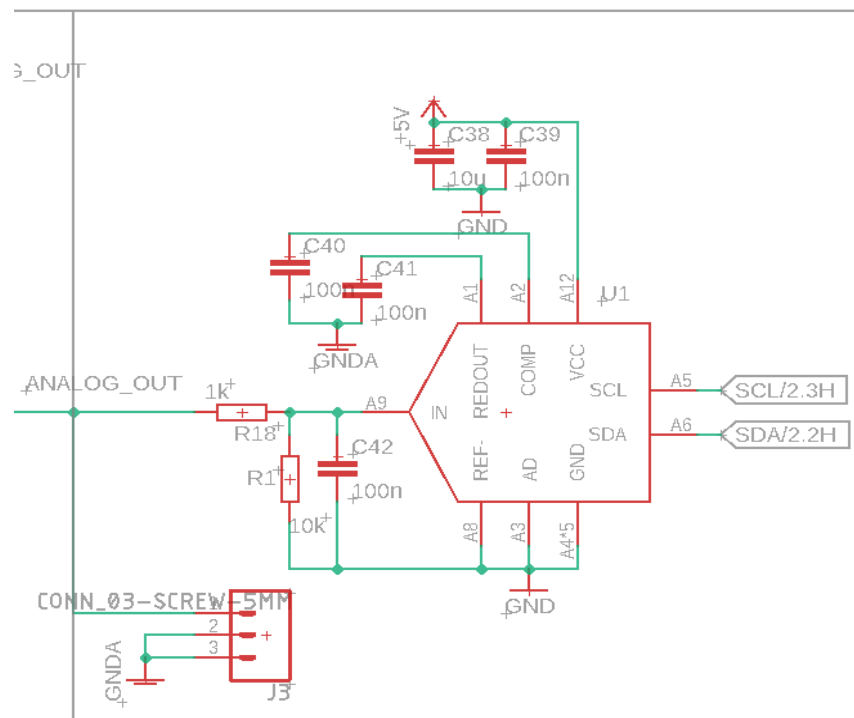
Fotodiodin vahvistama signaali vahvistetaan ja signaalikohinasuhdetta parannetaan. Vahvistus toteutetaan niin, että ensin referenssisignaali, eli mikro-ohjaimen tuottama PWM-signaali, ohjaa nopean kytkimen NXP 74LVC1G66 Enable-pinniä, jonka kytkeytymisaika on 4,2 ns. Enable-pinni on ylhäällä aktiivinen, joten referenssisignaalin ollessa ylhäällä kytkin johtaa. Kytkin ohjaa Texas Instrumentsin tarkkuusvahvistimen OPA4727 ensimmäistä vahvistinta, joka toimii +/- 1 kertoimena. Kytkimen johtaessa valonlähteet ovat päällä ja signaali kerrotaan ykkösellä. Kun kytkin ei johda, pelkän kohinan sisältämä signaali kerrotaan negatiivisille jännitteille. Kytkentä on kuvassa 16. Vahvistimen jälkeen signaali viedään terminaaliliittimelle, joka voidaan kytkeä ulkoiseen ADC:hen tai oskilloskooppiin. Analoginen signaali menee myös Linear Technologiesin 16-bittiselle 833 näytteeseen sekunnissa pystyvälle LTC2471 ADC:lle. Tällöin mikro-ohjain lukee signaalia I2C-väylän välityksellä ja välittää tuloksen USB-väylää pitkin tietokoneelle. Ennen ADC:tä on valmistajan suosittelema vastuksen R18 ja kondensaattorin C42 muodostama alipäästösuodatin, jonka rajataajuus on 1,56 kHz. Vastus R1 oli lisättävä jälkikäteen ADC:lle tulevan jännitteen madaltamiseksi, sillä suurin mahdollinen tulojännite ADC:lle on 1,25 V. ADC:ltä luettu digitaalinen arvo voi olla väliltä 0 -- 65535, sillä ADC on 16-bittinen. Yhden askeleen koko on tällöin n. 20 μ V (1,25 V / 65535). Laitteen lähtö ja ADC:n kytkentä ovat esitetty kuvassa 17.

AMPLIFICATION

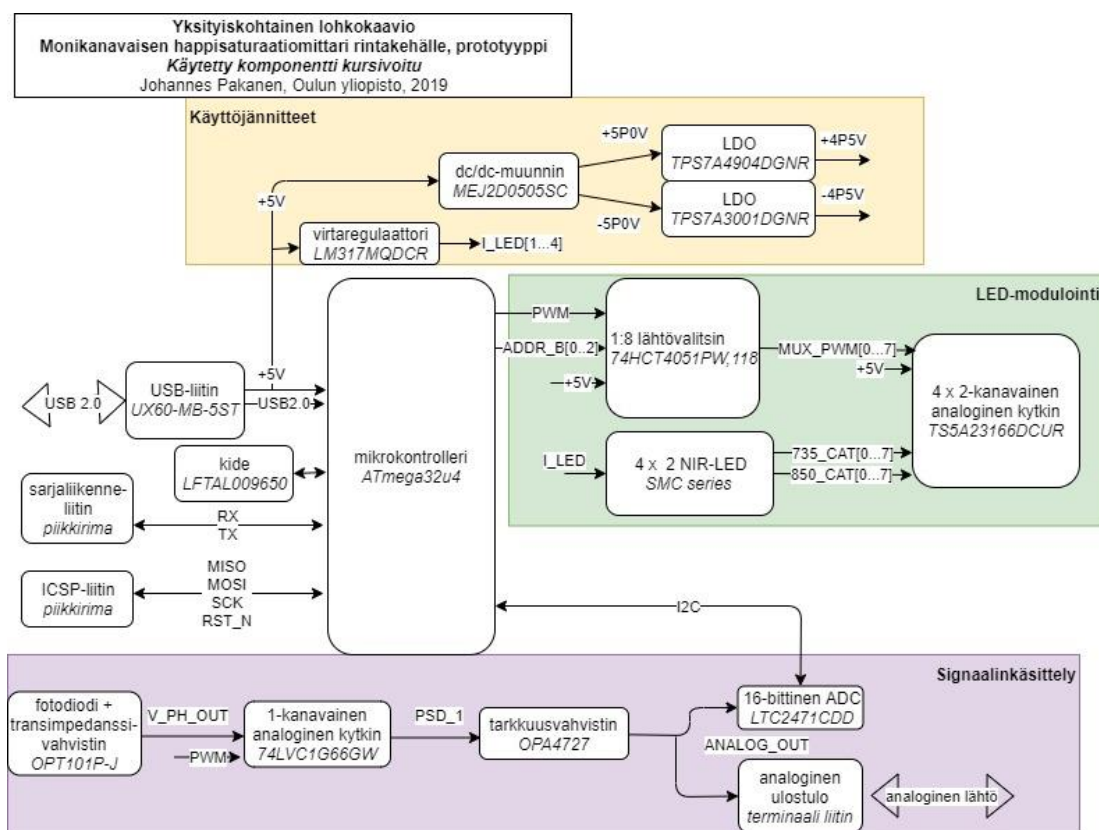


Kuva 16: Signaalin vahvistuskytkentä

OUTPUT



Kuva 17: Analoginen lähtö ja ADC



Kuva 18: Yksityiskohtainen laitteen prototyypin lohkokaavio komponenttivalintoineen

4.2 Piirilevyn suunnittelu

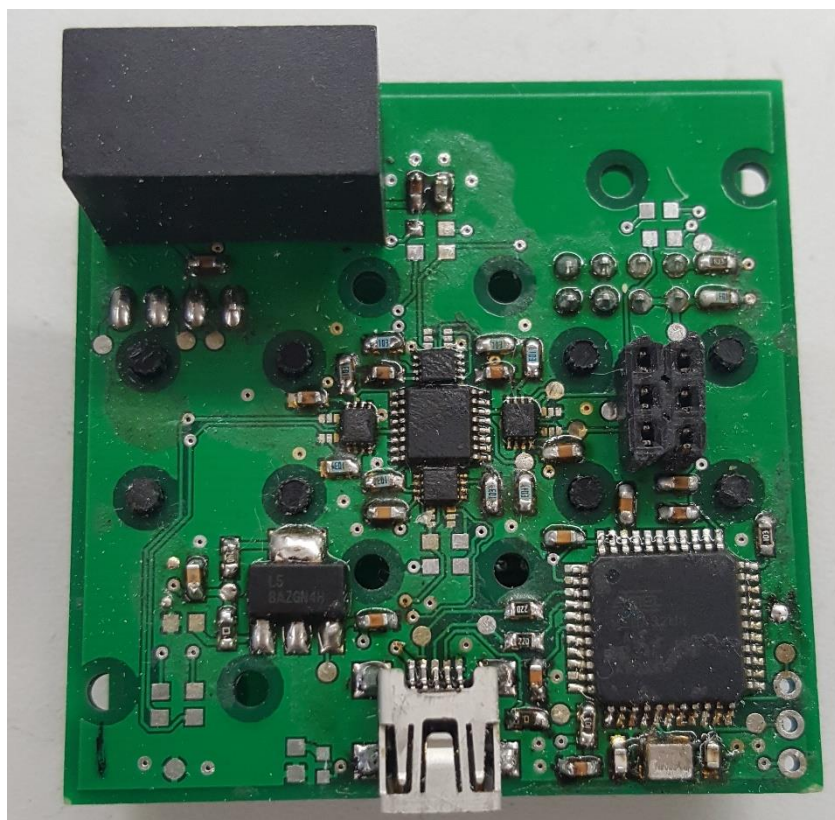
Laite sisältää runsaasti erilaista elektroniikkaa, kuten teho-, digitaali- ja analogiaelektroniikkaa, jotka kaikki on otettava huomioon piirilevyn vetojen ja komponenttien asettelussa. Komponenttien tiheys ei rajoita piirilevyn kokoa, joten prototyypeissä voidaan käyttää nelikerrospiirilevyä molemmissa moduuleissa. Nelikerroslevyt mahdollistavat tarpeeksi suuren komponenttitiheyden ja mahdollisuuden vähentää signaalien häiriöitä erottamalla signaali- ja suurvirtakerrokset toisistaan. Piirilevyissä päällimmäinen kerros on signaalikerros, toinen maakerros, kolmas käyttöjännitekerros ja alin kerros on myös signaalikerros. Näin pyritään estämään signaalien kytkeytymistä toisiinsa. Lisäksi signaalikerrokset ovat täytetty maakerrokseen liitetyillä alueilla. Mahdollisimman vähähäiriöisen toiminnan varmistamiseksi teho- ja digitaalelektroniikka valonlähteiden kanssa sijoitetaan ns. lähetinmoduuliin. Lähetinmoduuli kytketään kahdesta pisteestä piikkirimalla ns. vastaanottomoduuliin. Vastaanottomoduulissa sijaitsevat analogiset komponentit.

Tehoelektroniikka asetetaan mahdollisimman kauas muista komponenteista, jolloin minimoidaan erilaisten häiriöiden, kuten paluuvirtojen ja kytkinkohinan, kytkeytyminen herkkiin komponentteihin. Kuvassa 19 nähdään kuinka DC/DC-muunnin on aseteltu lähetinmoduulin vasempaan yläreunaan, erilleen muista komponenteista. LM317 on piirilevyn vasemmassa alakulmassa, myös erillään muista komponenteista. DC/DC-muuntajan jälkeiset LDO-regulaattorit

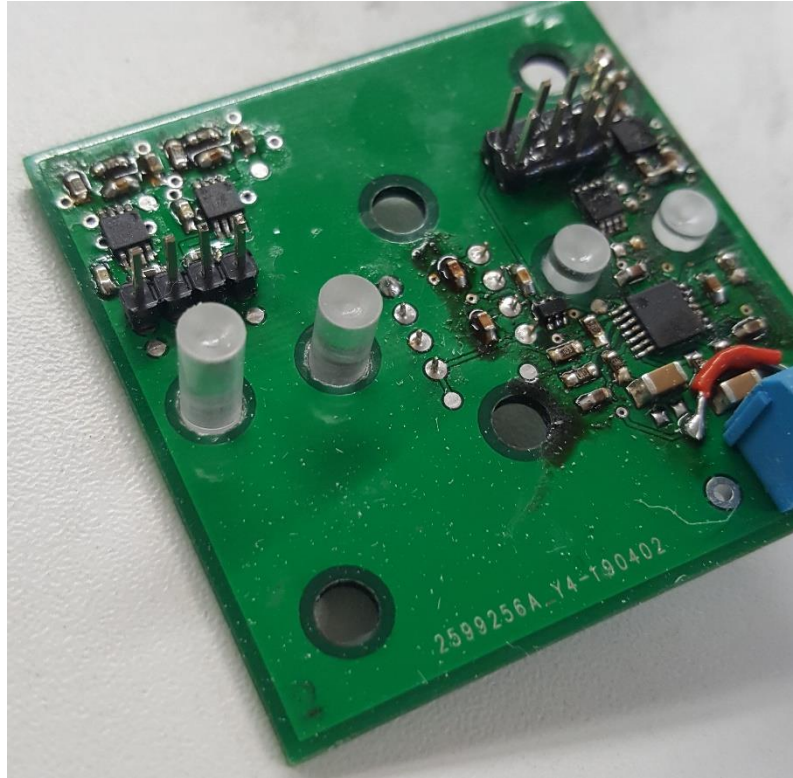
TPS7A3001DGNR ja TPS7A4901DGNR sijoitetaan vastaanotinmoduuliin, jolla estetään muuntajan muunnoskohinan kytkeytyminen jännitelinjoihin.

Laitteessa on nopeita digitaalisia signaaleja, kuten USB, I2C, SPI ja PWM, jotka voivat nopeilla nousu- ja laskureunoillaan kytkeytyä analogisiin signaaleihin. Myös 16 MHz kellotignaali on pidettävä erossa analogisista osista. Siksi kaikki digitaaliset osat ADC:ta lukuun ottamatta ovat sijoitettu lähetinmoduuliin, mahdollisimman lähelle toisiaan ja yhdistettyinä mahdollisimman lyhyillä vedoilla. Kuvassa 19 mikro-ohjain on piirilevyn oikeassa alanurkassa ja nopeiden signaalien vetojen pituus on minimoitu. USB-liitin on keskellä alareunassa. Levyn keskellä ovat multiplexeri ja analogiset kytkimet. Mikro-ohjaimen tietolehtiön suosituksen mukaisesti, USB:n differentiaaliin datalinjoihin asetetaan $22\ \Omega$ vastukset. Kristallin rinnalle asetetaan 22 pF kondensaattorit kuormaksi ja kokonaisuus sijoitetaan mahdollisimman lähelle mikro-ohjainta.

Analogiset komponentit sijoitetaan mahdollisimman kauas LDO-regulaattoreista, kuten nähdään kuvassa 20. Ainoa komponentti, joka koskee mitattavaan kudokseen, on OPT101-fotodiodei lähetinmoduulipiirilevyn alimmassa kerroksessa. Loput komponentit ovat sijoitettu siten, että vedot olisivat mahdollisimman lyhyitä piirilevyn päällä. Analogisilla komponenteilla on erillinen analoginen maa, joka on yhteydessä lähetinmoduulin maahan vain yhdestä pisteestä. Piirilevylle on lisätty lukuisia testipisteitä, joilla mahdollistetaan mahdollisten vikojen etsintä sekä komponenttien ohitukset ja mittaukset.



Kuva 19: Lähetinmoduulin piirilevyn päällimmäinen kerros



Kuva 20: Vastaanotinmoduulin piirilevyn päällimmäinen kerros

5 OHJELMISTON SUUNNITTELU

5.1 Rakenne

Ohjelmisto koostuu kahdesta osasta: mikro-ohjaimen ohjelmistosta itse laitteessa ja graafisesta käyttöliittymästä (GUI) tietokoneella. Laite vaatii toimiakseen USB-yhteyden laitteen ja tietokoneen välillä. Käyttöliittymän kautta ohjataan laitteen toimintaa ja se myös tallentaa laitteen lähettämän mittausdatan. Mikro-ohjaimen ohjelmisto vastaa laitteen elektroniikan ohjaamisesta ja mittausdatan lähettämisestä tietokoneelle.

5.2 Mikro-ohjaimen ohjelmisto

Valitaan laitteessa käytettäväksi Arduino-ohjelmointiympäristö. Ympäristö mahdollistaa hyvin yksinkertaisen ja nopean ohjelmistokehityksen. Laitteen mikro-ohjain sisältää runsaasti muistia, joten ohjelmointiympäristön abstraktion aiheuttama yleisrasite ei ole merkittävä. Mikro-ohjaimen ohjelmisto laitteessa koostuu kahdesta osasta, esilataajasta ja ohjaavasta ohjelmistosta. Esilataajan käyttäminen mahdollistaa laitteen ohjelmiston päivittämisen ilman ulkoista ohjelmointilaitetta USB-väylän yli. Laitteessa käytetään Arduino Leonardon esilataajaa, joka poltetaan laitteelle käyttäen Arduinoa ISP:nä ICSP-väylän avulla.

Mikro-ohjaimen ohjelmiston rakenne on kuvattu kuvassa 21, ja sen pääkomponentit ovat alustus, valikko ja toimintatilat. Laitteen mikro-ohjaimen ohjelmointiin käytetään Arduinon omaa ohjelmointiympäristöä ja sen omaa Processing-ohjelmointikieltä. Ohjelmointikieli on ominaisuuksiltaan hyvin lähellä C- ja C++-ohjelmointikieliä. Arduinoille on saatavilla valmiita kirjastoja mikro-ohjaimen ominaisuuksien kuten I2C:n helppoon käyttämiseen. Koko mikro-ohjaimen koodi on nähtävillä liitteessä 3.

Kun laitteeseen kytketään virrat USB:n kautta, mikro-ohjain nollaa itsensä ja suorittaa alustuksen. Alustus suoritetaan aina nollauksen yhteydessä. Ensin alustuksessa asetetaan käytettävien I/O-pinnien suunta, eli multiplekserin kolme osoitelinjaa ja PWM-linja asetetaan lähdeiksi. Sen jälkeen käynnistetään sarjaliikenne nopeudella 115200 b/s, jonka avulla kommunikoidaan tietokoneen käyttöliittymälle. Viimeisenä käynnistetään Arduinon Wire-kirjasto, joka vastaa I2C-liikenteestä. Kirjaston avulla lähetään ADC:lle rekisteriasetukset, joissa määritellään muuntonepeudeksi 833 näytettä/s ja muunnosprosessi käynnistetään.

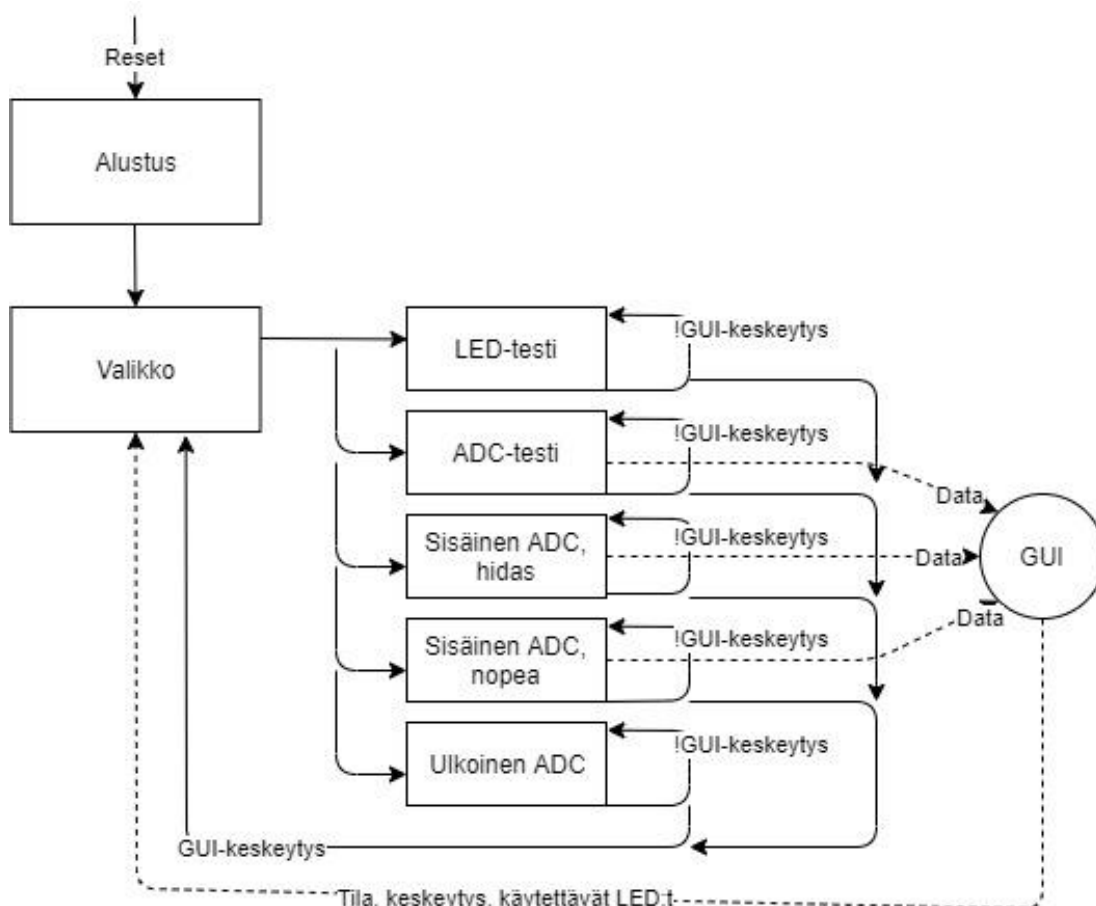
Alustuksen jälkeen tapahtuu siirtyminen valikkoluuppiin, jossa pysytään, kunnes käyttöliittymältä tulee sarjaliikenteenä halutut asetukset. Asetukset sisältävät esim. toimintatilan ja käytettävät valonlähteet. Ohjelma tulkitsee asetukset ja siirtyy valikosta haluttuun toimintatilaan. Valikkoon palataan, jos käyttöliittymästä tulee keskeytys, jolloin luuppi alkaa uudestaan.

Ohjelmisto sisältää viisi toimintatilaa: LED-testi, ADC-testi, sisäinen ADC (hidas), sisäinen ADC (nopea) ja ulkoinen ADC. Toimintatila toistaa itseänsä, kunnes käyttöliittymältä tulee keskeytys. LED- ja ADC-testit ovat laitteen funktionaalisuuden testaamista varten. LED-testi testaa valittujen valonlähteiden toimivuuden käyttäen yhtä valittua LEDiä kerrallaan sekunnin ajan jatkuvana

silmuksena. ADC-testi lukee jatkuvasti ADC:n antamia arvoja ja lähettää ne käyttöliittymälle. Tätä voidaan käyttää ADC:n testaamista varten tai nollatason poikkeaman määrittämiseen mittaustilanteessa.

Kaksi toimintatilaa käyttää sisäistä ADC:tä, nopea ja hidas. Nopea toimintatila toimii noin 630 näytteen sekuntivauhdilla, eli LEDiä vaihdetaan 630 kertaa sekunnissa ja ADC:ltä luetaan 630 kertaa sekunnissa. Hidas toimintatila toimii noin 400 näytteen sekuntivauhdilla. Etuna hitaalla tilalla on stabiilimpi mittaustulos, sillä valonlähteet ehtivät stabiloitua paremmin ennen kuin ADC ottaa näytteen. Ongelma on, että jos käytettävien LEDien määrää kasvatetaan, kanavakohtainen näytteistystaajuus laskee hyvin voimakkaasti huonontaan resoluutiota. Nopea tila mahdollistaa useamman mittauskanavan käyttämisen hyvällä näytteistystaajuudella, mutta ADC:n lukemissa voi esiintyä satunnaisia poikkeamia.

Viimeinen tila käyttää ulkoista ADC:tä, eli sisäinen ADC ei ole toiminnassa ollenkaan. Tämä mahdollistaa 630 näytteen sekuntivauhdin ylittämisen. Käyttäjä antaa käyttöliittymältä asetuksena halutun LED-vaihtotaajuuden, ja mikro-ohjaimen ohjelmisto laskee oikean PWM-signaalin ajoituksen. Ulkoinen ADC kiinnitetään terminaaliliittimeen signaali- ja maajohdolla. LEDit voidaan erottaa toisistaan, sillä aina uuden valaisukierroksen jälkeen on yksi pituudeltaan puolitoistakertainen LEDin vaihtoaika.



Kuva 21: Mikro-ohjaimen ohjelmiston rakennekaavio

5.3 Graafinen käyttöliittymä

Jotta laitteen ohjaaminen olisi yksinkertaista, tehdään ohjaukseen graafinen käyttöliittymä. Toteutustavaksi valitaan Python-moduuli Tkinter. Tkinter mahdollistaa yksinkertaisten graafisten elementtien asettamisen ohjelman luomalle pohjalle. Ohjelmointi tapahtuu Python 3.6:lla luomalla luuppi, joka lukee käyttäjän toimintaa näytöllä. Graafisiin elementteihin on yhdistetty funktio, joka ajetaan taustalla, kun käyttäjä on vuorovaikutuksessa elementin kanssa. Koko graafisen käyttöliittymän koodi on nähtävillä liitteessä 4.

Käyttöliittymä toimii rajapintana käyttäjän ja laitteen välillä. Graafisen osan lisäksi ohjelma vastaa laitteen lähettämän mittausdatan vastaanottamisesta ja tallentamisesta, sekä asetusten ja keskeytysten lähettämisestä. Ohjelma vastaanottaa mittausdatan ja muokkaa sen CSV (comma-separated values) -tiedostomuotoon ja siitä edelleen xlsx-tiedostomuotoon. Mittausdata sisältää aikaleiman, käytetyn LEDin (channel-sarake), aallonpituuden ja amplitudin. CSV-tiedosto on helppo viedä esimerkiksi Matlab-ohjelmaan käsittelyä varten. Xlsx-tiedostomuoto on yhteensopiva Microsoft Excel-ohjelmiston kanssa ja GUI tallentaa datan suoraan omiin sarakkeisiinsa. Ohjelma lähettää käyttäjän asettamat asetukset, kuten käytettävät valonlähteet ja toimintatilan, mikroprosessorille laitteen käynnistämistä varten ja keskeytyksen laitteen pysäyttämistä varten.

Graafinen käyttöliittymä on kuvassa 22. Käyttöliittymä on toteutettu englanniksi ja siinä pyritään mahdollisimman virtaviivaiseen ja selkeään toimintaan numeroiduilla vaiheilla. Ensin pitää valita sarjaportti mihin laite on kytketty kirjoittamalla sarjaportin nimi ensimmäiseen kenttään, esimerkissä COM9. Listan käytetyistä sarjaporteista saa näkyville painamalla ”Show available ports” -nappia. Seuraavaksi tulee valita käytettävä toimintatila listasta. Toimintatilat ovat kuvattu osiossa 4.3: Mikro-ohjain ohjelmisto. Kolmannessa vaiheessa valitaan käytettävät valonlähteet rastittamalla halutut LEDit. Aallonpituudet ovat testeihin lähetetyn laitteen kokoonpanon mukaiset, ja taustan värikoodaus kertoo yhden LED-parin, joka muodostaa yhden lähteen. LEDien järjestys kuvaa tilannetta, kun laitteen pohjaa, eli kudosta vasten tulevaa osaa, katsotaan USB-portti käyttäjää kohti. Neljännessä vaiheessa annetaan tiedostonimi, johon mittausdata tallennetaan. Viidettä vaihetta tarvitaan vain, jos käyttötilana on ulkoinen ADC. Tällöin kanavanvaihtonopeutta voidaan muuttaa. Viidennen askeleen kenttään annetaan haluttu kanavanvaihtotaajuus kilohertseinä. Kenttään voi antaa desimaaliluvun, mutta desimaalierottimenä on käytettävä pistettä. Kun edelliset vaiheet ovat suoritettu, voidaan kuudennessa vaiheessa käynnistää ja pysäyttää laite ”Start”- ja ”Stop”-painikkeilla.

tk

1. step: choose COM port:

2. step: choose operating mode:

Mode 1: LED test
Mode 2: ADC test
Mode 3: internal ADC, slow
Mode 4: internal ADC, fast
Mode 5: external ADC (recommended)

3. step: choose LEDs:

☒ 830nm ☒ 830nm
☒ 750nm ☐ 750nm

Detector

☒ 830nm ☐ 830nm
☐ 780nm ☐ 780nm

4. step: give filename to which the data is saved in csv format:

5. step: if you chose mode 4, give desired frequency[kHz]:

6. step: operate the device:

Start

Stop

Kuva 22: Graafinen käyttöliittymä

6 TESTAUS

Laitteen testaaminen koostui kahdesta pääosasta: elektroniikan testauksesta ja kliinisestä testauksesta. Testauksessa keskityttiin elektronisen toiminnallisuuden testaukseen, eikä laaja kliininen testaaminen kuulu tämän työn laajuuteen. Ohjelmiston osalta laitetta testattiin hyvin rajallisesti. Käyttöliittymän kaikkien toimintatilojen toiminta testattiin olettaen, että käyttöliittymää käytetään tarkoituksenmukaisesti. Ohjelmiston virheensietokyky on heikko, mutta yksinkertainen käyttäjän virhe, kuten toimintatilan valitsematta jättäminen, ei kuitenkaan estä ohjelmiston toimintaa. Mutta esimerkiksi pitkä mittausaika (> 10 min) voi aiheuttaa ohjelman kaatumisen mittausdatan määrän takia.

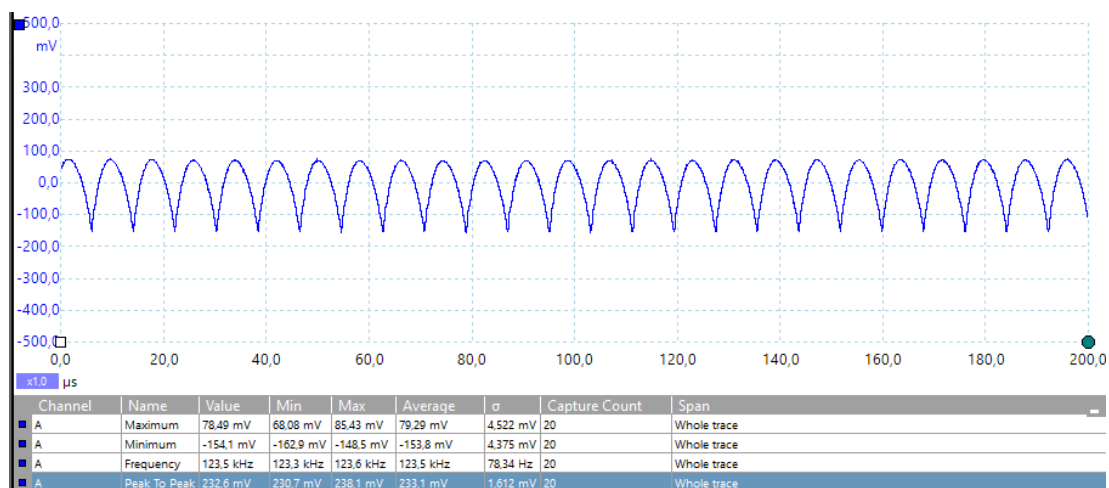
6.1 Elektroniikan testaus

Elektroniikan testaamisessa pääpainona olivat käyttöjännitteet sekä digitaaliset ja analogiset signaalit. Näin voitiin kattaa laitteen toiminnallisuuden kannalta merkittävimmät osat. Mittaukset suoritettiin PicoScope 2206B 50 MHz oskilloskoopilla. Kaikki mittaukset suoritettiin ”nopea sisäinen ADC” -toimintatilassa, käyttäen neljää LEDiä. Analogisen lähdön signaali testattiin onnistuneesti myös ulkoisella ADC:llä 4 KHz:n taajuuteen asti.

Käyttöjännitteistä mitattiin jännitetaso ja kohina. Mitattavana olivat USB:n kautta tuleva viiden voltin käyttöjännite, DC/DC-muuntimen tuottamat negatiivinen (-5P0V) ja positiivinen (+5P0V) viiden voltin jännite, vähäkohinaisten regulaattoreiden tuottamat positiivinen (+4P5V) ja negatiivinen jännitelinja (-4P5V) ja LEDien käyttöjännite. Jännitteiden DC- ja kohinatasot löytyvät taulukosta 1. USB:n jännitteen keskiarvo 5,082 V on spesifikaation [26] mukainen. Jännitteen huipusta huippuun vaihtelu, eli kohina, 232,6 mV on todella suuri. Kohina on välillä -154,1 -- 78,49 mV DC-tason ympärillä (kuva 23), joten se on kuitenkin spesifikaation mukaisen 4,40 -- 5,25 V välin sisällä. Näin suurta kohinaa ei kuitenkaan otettu huomioon suunnitteluvaiheessa, mutta vaikutusta toimintaan ei havaittu. DC/DC-muuntimen jännitteet -5,139/5,195 olivat hieman korkeampia kuin suunnittelussa käytetty 5 V, mutta kuitenkin komponentin spesifikaatioiden [28] mukainen. Muuntimen kohinan määrä oli odotettavissa ja se on otettu suunnittelussa huomioon. Koska muuntimen jännitteet olivat oletettua korkeammat, regulaattoreiden lähtöjännitteet ovat korkeammat kuin odotettu. Tämä ei vaikuta laitteen toimintaan. Regulaattoreiden lähdön kohina hukkuu mittalaitteen aiheuttamaan taustakohinaan, joka on noin 5 mV huipusta huippuun. LEDien käyttöjännite vaihtelee 3 V ympärillä käytettävän LEDin mukaan (kuva 24b). 3 V jännitteellä LEDien virta on noin 60 mA, joka on kaikkien LEDien spesifikaatioiden sisällä.

Jännitelinja	DC keskiarvo (V)	kohina p-p (mV)
USB(5V)	5,082	232,6
+5P0V	5,195	24,45
-5P0V	-5,139	41,54
+4P5V	5,032	< taustakohina
-4P5V	-4,968	< taustakohina

Taulukko 1: käyttöjännitteiden DC keskiarvo ja kohinan huipusta huippuun (p-p) arvo

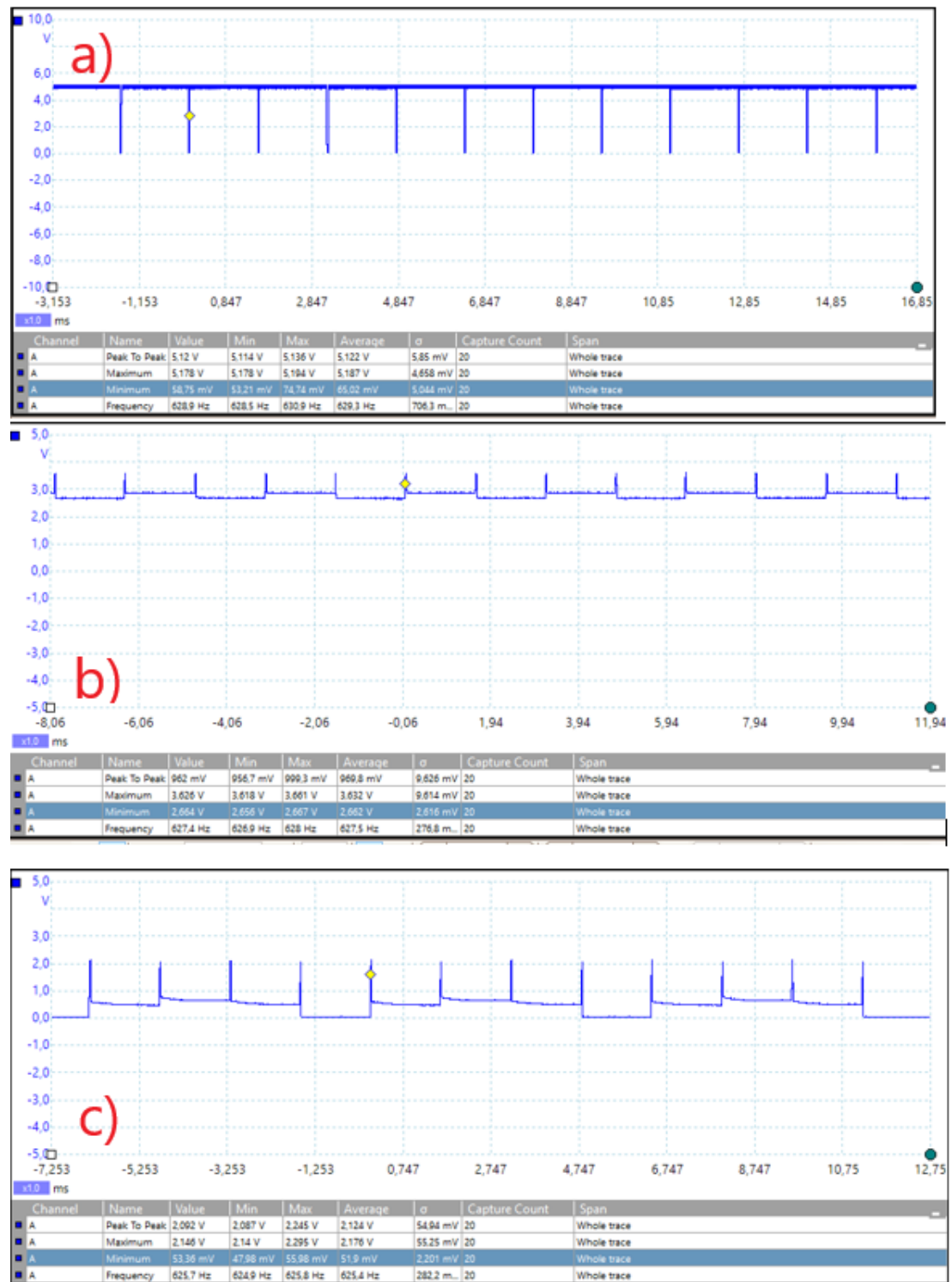


Kuva 23: USB:n jännitteen kohina

Digitaalisista signaaleista mitattiin jännitetasot ja eheys, eli että signaalissa ei ole merkittäviä säröjä. Mitattavana olivat osoitteenmäärittelylinjat, PWM-signaali, LEDien ohjaussignaalit ja I2C:n data- ja kellolinjat. LEDien ohjaussignaalien tapauksissa mitattiin myös nousu- ja laskuajat, sillä ne määrittävät maksimaalista kytkitääjua. I2C:n tapauksessa tutkittiin vain väylän toiminnallisuus, eikä tarkemmin tutkittu menevätkö kello- ja datasignaalit virallisiin viitearvoihin.

Osoitemäärittelylinjojen nousu- ja laskuaikoja rajoittaa käytettävä mikro-ohjain. Nousuajaksi saatiin 3,2 ns ja laskuajaksi 3,4 ns, joten osoitelinjat ovat samassa nopeusluokassa multiplekserin ja analogisten kytkimien kanssa. Linjojen looginen 1-taso oli 5,205 V ja 0-taso ~5 mV. Kaikkien kolmen osoitelinjan toiminta oli yhtäläistä.

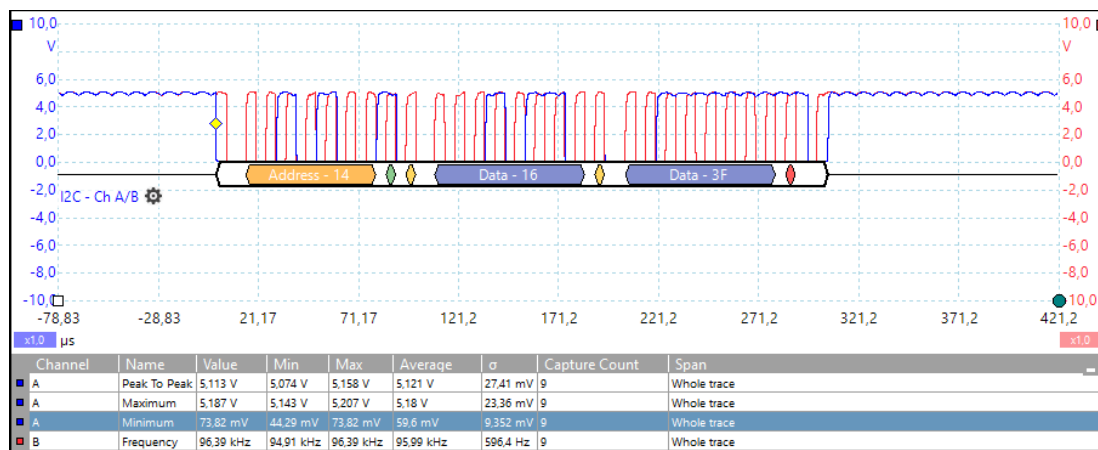
PWM-signaalin (kuva 24 a) logiikkatasot olivat 5,178 V (looginen 1) ja 58 mV (looginen 0). Nousuaika oli 5 ns ja laskuaika 4,6 ns. Signaalin pulssisuhde oli hyvin korkea, jotta LEDit ehtivät olla päällä mahdollisimman pitkään pulssin aikana. Kuvassa 24 b näkyy PWM-signaalin ohjauksen vaikutus LEDien käyttöjännitteeseen ILED. Kuvassa 24 c näkyy, kuinka joka neljäs pulssi kytkee mittauksessa olevan LEDin katodin maihin ja kuinka signaali muuten kelluu. I2C:n toiminta todettiin oskilloskoopin dekodaustoiminnolla. Kuvassa 25 on esimerkki I2C:llä suoritetusta ADC:n lukuoperaatiosta. Kuvassa näkyy myös, että I2C-linjojen ylös- ja alaspäin suuntaiset signaalit ovat kytkettyinä USB:n jännitteeseen, joten USB:n kohina on myös I2C-linjoissa. Tämä ei kuitenkaan vaikuta normaalinopeuksisen I2C:n toimintaan.



Kuva 24 a: PWM-signaali

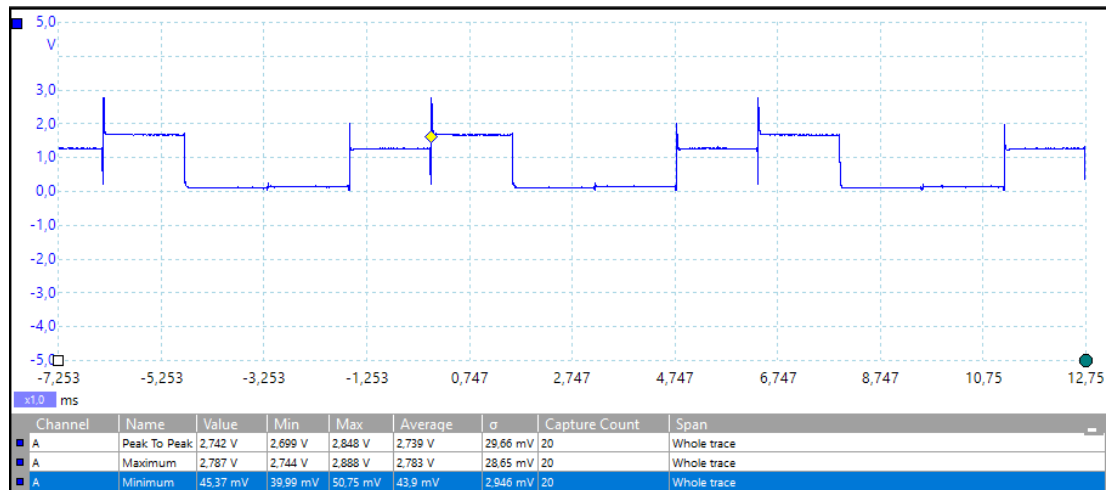
Kuva 24 b: ILED-signaali PWM-signaalin ohjaamana

Kuva 24 c: yhden LEDin katodi PWM-signaalin ohjaamana, joka neljäs pulssi kytkee LEDin maahan.

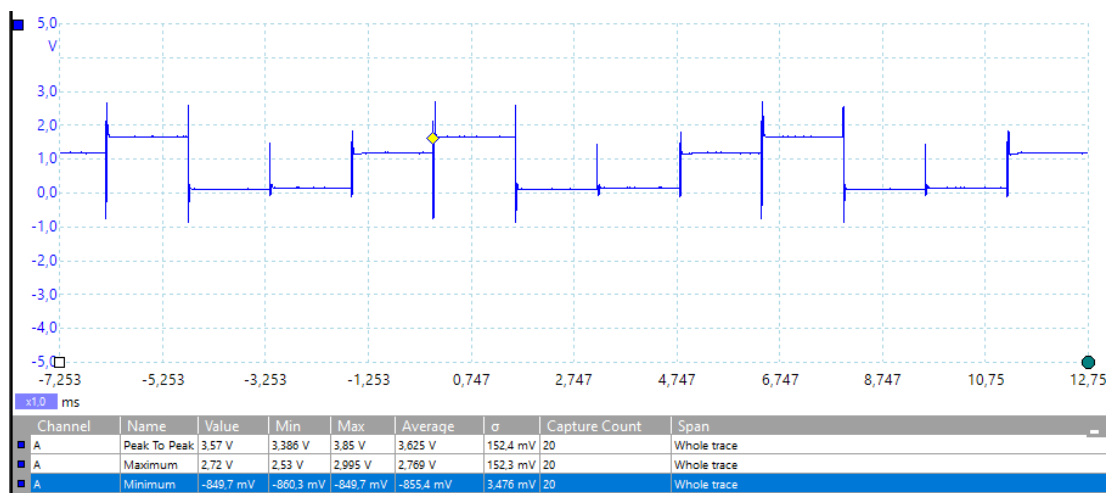


Kuva 25: ADC:n lukuoperaatio I2C:llä

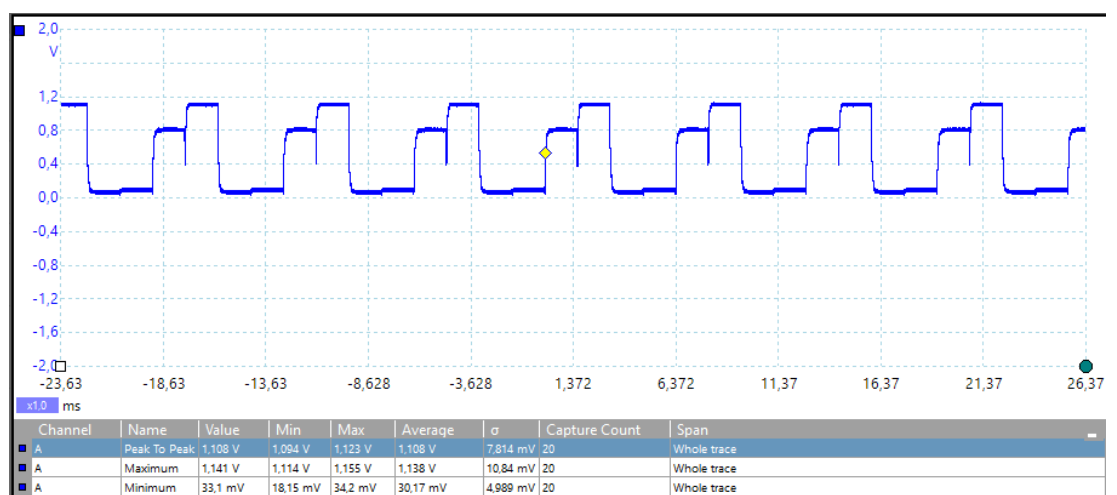
Myös merkittävimmistä analogisista signaaleista mitattiin jännitetasot ja eheys. Mitattavana olivat fotodiodin lähtö, analoginen lähtö sekä ADC:n tulo. Fotodiodin lähtösignaali on esitetty kuvassa 26, jossa nähdään neljän LEDin muodostama signaali, eli joka viides pulssi on sama LED. Signaalissa näkyy hyvin etäisyyden vaikutus signaalin vahvuuteen, sillä kaksi huomattavasti heikompaa signaalia ovat kahden senttimetrin päässä fotodiodista. Lähemmät LEDit ovat yhden senttimetrin päässä fotodiodista. Lisäksi LED-parin vahvempi signaali on 750 nm signaali. Mittauksissa havaittiin, että jo hyvin vähäinen hajavallo, esimerkiksi ympäristöstä, aiheuttaa fotodiodin vahvistuksen takia niin suuren jännitteen, ettei ADC kykene mittaamaan sitä. OPT101-fotodiodin runko on tehty läpinäkyvästä muovista, joka mahdollistaa valon pääsemisen fotodiodille sivusuunnista. Ongelmaa lievennettiin leikkaamalla sähköteipistä maski, joka estää valon pääsemisen sensorille sivuilta. Signaalin tasot ovat n. 1,8 V, joka jättää hyvin tilaa +/- 5 V käyttöjännitteisiin nähden. Signaalissa näkyy LEDin vaihdon aikana piikki signaalissa, mutta muuten signaalissa ei havaittu häiriöitä. Kuvassa 27 on esitetty analogisen lähdön signaali, joka on fotodiodin signaali +/- 1 kertoimen jälkeen. Analogisessa signaalissa osa vaihdonaikaisesta piikistä on kerrottu negatiivisille jännitteille, joten piikit eivät ole yhtä korkeita. Kuvassa 28 on esitetty ADC:n tulon signaali, joka on analogisen lähdön signaali 1,56 kHz alipäästösuodattimen jälkeen. Suodatin poistaa tehokkaasti signaalista korkeataajuiset komponentit, jolloin ADC:lle tulee särötön signaali. Signaalin jännitetasot ovat ADC:lle sopivia, sillä ADC:n tulon suurin mahdollinen jännite on 1,25 V.



Kuva 26: Fotodiodin lähtösignaali



Kuva 27: Analogisen lähdön signaali



Kuva 28: ADC:n tulon signaali

6.2 Kliininen testaus

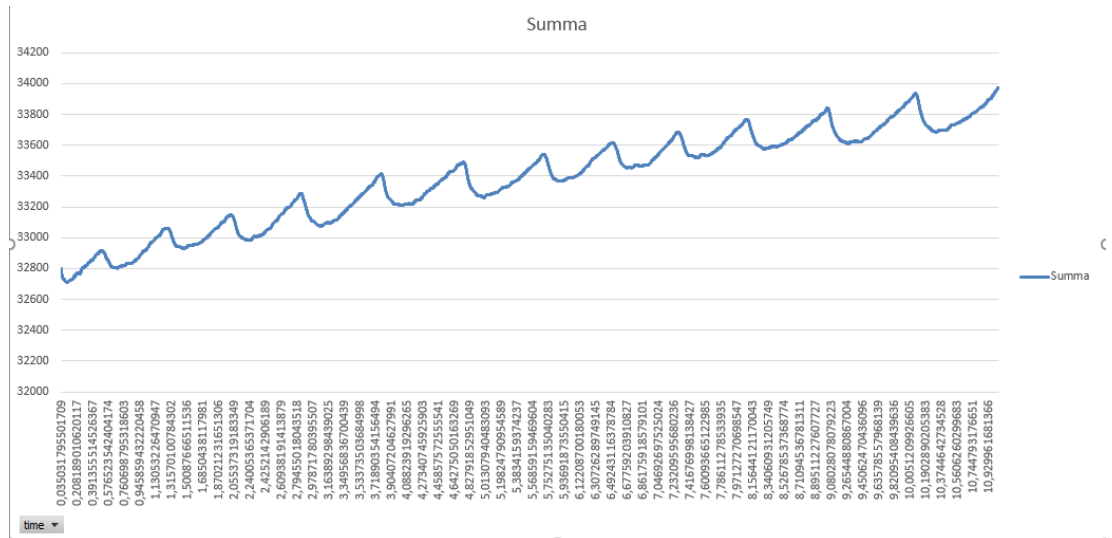
Varsinainen kliininen testaus ei kuulu tämän työn laajuuteen, mutta yksinkertainen testaus neljällä LEDillä ja sisäisellä ADC:llä (nopea toimintatila) suoritettiin. Kaksi LEDiä (830 ja 750 nm) olivat yhden senttimetrin, ja kaksi LEDiä (830 ja 750 nm) kahden senttimetrin etäisyydellä fotodiodista. Mittauspisteenä oli rinta ja mittausaika 10 sekuntia. Tarkoitus oli varmistaa elektroniikan ja ohjelmiston yhteistoiminta, sekä mittausdatan järkevyyt. Mittaussignaalista tarkasteltiin myös jatkuvuutta ja signaalitasoja. Mittausdata tallentui onnistuneesti oikeassa formaatissa CSV- ja xlsx-tiedostomuotoihin. Xlsx:n tallennusmuoto on nähtävillä kuvassa 29. Mittausdatasta muodostettiin onnistuneesti kuvaajat kaikista kanavista.

Kuvassa 31 on nähtävillä yhden senttimetrin etäisyydellä olevan 830 nm LEDin signaali. Signaalin amplitudi n. 33400 (= 0,639 V) on tuloalueen puolessavälissä, maksimin ollessa 65355. Signaali on yhtenäinen, eikä siinä ole havaittavissa merkittäviä säröjä. Signaalissa on hyvin havaittavissa sydämen aiheuttama AC-signaali. Siinä on kuitenkin havaittavissa DC-tason kulkeutumista, mikä voi johtua esimerkiksi liikkeestä. Samalla etäisyydellä olevan 750 nm LEDin AC-signaalin amplitudi oli samaa suuruusluokkaa, sekä muoto oli samanlainen.

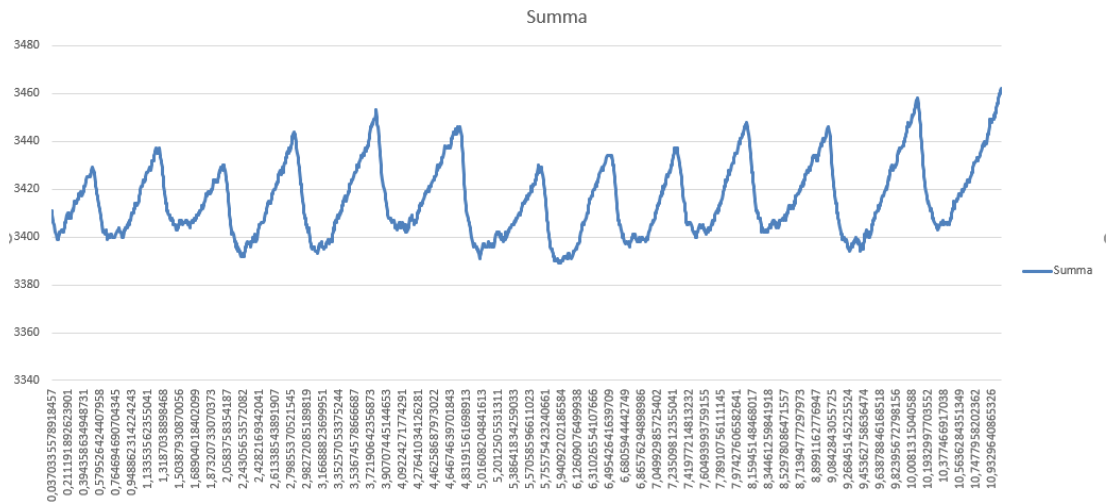
Kuvassa 32 on nähtävillä kahden senttimetrin etäisyydellä olevan 830 nm LEDin signaali. Signaalin amplitudi on huomattavasti pienempi, n. 3450 (= 66 mV), verrattuna yhden senttimetrin etäisyyteen. Signaalissa ei ole havaittavissa merkittäviä säröjä, ja pulssi on hyvin havaittavissa. Samanlaista DC-tason kulkeutumista ei ole havaittavissa kuin lyhyemmällä etäisyydellä, ainakaan näin lyhyellä mittausajalla. Samalla etäisyydellä olevan 750 nm LEDin signaalin amplitudi oli samaa suuruusluokkaa, sekä muoto oli samanlainen.

	A	B	C	D	E
1	time	channel	waveleng	Amplitude	
2	0,031036	1	750	2415	
3	0,032029	6	830	17098	
4	0,034031	7	750	23516	
5	0,035032	0	830	1605	
6	0,036033	1	750	2414	
7	0,038042	6	830	17077	
8	0,039036	7	750	23523	
9	0,041038	0	830	1602	
10	0,042046	1	750	2413	
11	0,04304	6	830	17061	
12	0,048044	7	750	23528	

Kuva 29: xlsx-tiedoston tallennusformaatti



Kuva 30: 830 nm LED, yhden senttimetrin etäisyys fotodiodista



Kuva 31: 830 nm LED, kahden senttimetrin etäisyys fotodiodista

7 YHTEENVETO JA POHDINTAA

Kaiken kaikkiaan prototyyppi toimi hyvin. Tavoitteena oli toteuttaa soveltuvuusselvitys monikanavaisen NIRS-järjestelmän käyttämisestä rintakehän alueen happisaturaatiomittaukseen. Tämä tavoite saavutettiin, eli on mahdollista käyttää monikanavaista NIRS-järjestelmää rintakehän alueen mittauksissa. Prototyypin konsepti todetaan toimivaksi ja sen jatkokehitys on mahdollista ongelmien korjauksen jälkeen.

Prototyypin merkittävin ongelma oli ADC:n liian hidas toiminta. Suunnitteluvaiheessa ei otettu huomioon kanavakohtaisen näytteistystaajuuden merkittävää putoamista, kun käytettävien mittauskanavien määrää kasvatetaan. Tämän johdosta mittausresoluutio putoaa merkittävästi. Toisaalta nopeampi tarkka ADC olisi huomattava lisäkustannus, joten parhaan mittausresoluution saavuttamiseksi on käytettävä ulkoista ADC:tä. Pienempiä ongelmia olivat USB:n jännitteen ja GUI-ohjelmiston epästabiilisuus. USB:n jännitteen stabiloimiseksi piirilevyllä voisi lisätä ohituskondensattoreita tai erillisen regulaattorin stabiiliin +5V käyttöjännitteen luomiseksi. GUI-ohjelmistoa voisi kehittää erottamalla graafisen ja datankäsittelyosuuden omiksi aliohjelmikseen, sekä datan käsittelyä optimoimalla.

Prototyyppiä voisi jatkokehittää elektroniikan, mekaniikan ja ohjelmiston osalta. Elektroniikan ja mekaniikan osalta jatkokehitys mahdollisuuksia voisi olla erillisen taipuisan mittapään kehittäminen ja akkukäyttöisyys. Taipuisa mittapää olisi optisilla kuiduilla kiinni valonlähteissä, ja mittapään voisi helposti asettaa mitattavalle alueelle. Akkukäyttöisyys eliminoisi ulkoisen USB-johdon, ja mittausdata voitaisiin lähettää tietokoneelle langattomasti, parantaen huomattavasti laitteen käytettävyyttä.

Ohjelmiston osalta kehitettävää olisi mikro-ohjaimen ja GUI:n ohjelmistoissa. Mikro-ohjaimella nykyisten toimintatilojen ajoituksia voitaisiin optimoida. Laitteelle voitaisiin myös kehittää uusia toimintatiloja, kuten optimaalisen mittauskanavan automaattisen etsinnän. Käyttöliittymää voitaisiin yksinkertaistaa, ja tehdä siitä huomattavasti käyttäjäystävällisemmän esim. virheensiedon osalta.

Työssä esitettiin yksi toteutustapa NIRS-tekniikan käyttämiselle rintakehän happisaturaatiomittauksissa. Erityistä huomiota kiinnitettiin elektroniikan suunnitteluprosessiin. Prosessissa valittiin prototyyppiin perustellusti sopivat komponentit ja rajapinnat, sekä kiinnitettiin huomiota piirilevyjen suunnitteluun. Prototyyppiä ohjaamaan suunniteltiin ohjelmisto mikro-ohjaimelle ja tietokoneelle graafiselle käyttöliittymälle. Mikro-ohjaimen ohjelmisto toteutettiin Arduino-alustalla ja graafinen käyttöliittymä Python-ohjelmointikielellä. Elektroniikan toimivuus testattiin perusteellisesti teho-, digitaali- ja analogiasignaalien mittauksilla. Ohjelmiston osalta testaus sisälsi vain toimivuuden testauksen. Suppea järjestelmätason testaus ja mittaukset suoritettiin toimivuuden varmistamiseksi, mutta kattava kliininen testaus ei kuulu tämän työn laajuuteen. Prototyyppi osoitti NIRS-tekniikan soveltuvuuden käyttökohteeseen mahdollistaen idean jatkokehityksen.

8 LÄHTEET

[1] Možina H. & Podbregar M. (2011) Near-infrared spectroscopy for evaluation of global and skeletal muscle tissue oxygenation. *World journal of cardiology*, 3(12), s. 377–382.

[2] Scholkmann F., Kleiser S., Metz A.J. et al. (2014) A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage* 85, s. 6-27

[3] Pellicer A. & Bravo M. (2010) Near-infrared spectroscopy: A methodology-focused review. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine* 16(1), s. 42-49.

[4] Boushel R., Langberg H., Olesen J., Gonzales-Alonzo J., Bulow J. & Kjaer M. (2001) Monitoring tissue oxygen availability with near infrared spectroscopy (NIRS) in health and disease. *Med Sci Sports* 11:213e22.

[5] Chance B., Dait M.T., Zhang C., Hamaoka T. & Hagerman F. (1992) Recovery from exercise-induced desaturation in the quadriceps muscles of elite competitive rowers. *Am J Physiol* 262:C766e75.

[6] Jones S., Chiesa S.T., Chaturvedi N., Hughes A.D. (2016) Recent developments in near-infrared spectroscopy (NIRS) for the assessment of local skeletal muscle microvascular function and capacity to utilise oxygen, *Artery Research* 16, s. 25-33

[7] Beer-Lambert Law, verkkosivu. Saatavilla: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/beer-lambert-law>. [viitattu 2.9.2019]

[8] Delpy D.T., Cope M., van der Zee P., et al. (1988) Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Phys. Med. Biol.* 33 (12), s. 1433–1442.

[9] Arridge S.R., Cope M., Delpy, D.T. (1992) The theoretical basis for the determination of optical pathlengths in tissue: temporal and frequency analysis. *Phys. Med. Biol.* 37 (7), s. 1531–1560.

[10] Patterson M.S., Chance B., Wilson B.C. (1989) Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissue optical properties. *Appl. Opt.* 28 (12), s. 2331–2336.

[11] Suzuki S., Takasaki S., Ozaki T., et al. (1999) A tissue oxygenation monitor using NIR spatially resolved spectroscopy. *Proc. SPIE* 3597, s. 582–592.

[12] Hueber D.M., Fantini S., Cerussi A.E., et al. (1999) New optical probe designs for absolute (self-calibrating) NIR tissue hemoglobin measurements. *Optical Tomography and Spectroscopy of Tissue III: Proc. SPIE*, 3597, s. 618–631.

[14] Schyrtz H.W., Guo S., Jensen L.T. et al. (2012) A New Technology for Detecting Cerebral Blood Flow: A Comparative Study of Ultrasound Tagged NIRS and ¹³³Xe-SPECT, *Neurocrit Care* 17, s. 139.

[15] Jobsis F.F. (1977) Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 198 (4323), s. 1264–1267.

[16] Brazy J.E., Lewis D.W., Mitnisk M.H., Jöbsis F.F. (1985) Noninvasive monitoring of cerebral oxygenation in preterm infants: preliminary observation. *Pediatrics* 75:217e25.

[17] Ferrari M., Quaresima V. (2012) A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application, *NeuroImage*, Vol. 63, Issue 2, s. 921-935

[18] Cao N., Gao T. (2009) Noninvasive Tissue Blood Oxygenation Measurement Based on Near Infrared Spectroscopy (NIRS). 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Beijing, 2009, s. 1-4

[19] Phillips J., Horning D., Dory R., (2012) A Comparison of Pulse-Oximetry, Near-Infrared Spectroscopy (NIRS), and Gas Sensors for In-Cockpit Hypoxia Detection. Technical memorandum, 1 Oct 2009-30 Sep 2011, NAVAL MEDICAL RESEARCH UNIT DAYTON WRIGHT-PATTERSON AFB OH

[20] Hamaoka T., McCully K., Niwayama M., Chance B. (2011). The use of muscle near-infrared spectroscopy in sport, health and medical sciences: Recent developments. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences* 369. s. 4591-604.

[21] Sakudo A. (2016) Near-infrared spectroscopy for medical applications: Current status and future perspectives, *Clinica Chimica Acta*, Vol. 455, s. 181-188

[22] Kallioinen, M. (2012). Lähi-infrapunaspektroskopia (NIRS) aivokudoksen happautumisen seurannassa. Saatavissa: www.finnanest.fi/files/kallioinen_spektro.pdf. Viitattu: 30.8.2019.

[23] Ferrari M., Makii M., Quaresima V. (2011) The use of near-infrared spectroscopy in understanding skeletal muscle physiology: Recent developments. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences* vol.369. s. 4577

[24] Sone S., Niwayama M. and Shinohara S. (2007) "The influence of probe geometry on muscle oxygenation measurement using spatially-resolved NIRS," SICE Annual Conference 2007, Takamatsu, s. 716-719

[25] About burned skin, verkkosivu, Saatavilla: http://burncentrecare.co.uk/about_burned_skin.html [viitattu 3.9.2019]

[26] USB 2.0 Specification, verkkosivu, Saatavilla: <https://www.usb.org/document-library/usb-20-specification> [viitattu 3.9.2019]

[27] LM317 datasheet, tietolehti, Saatavilla: <http://www.ti.com/lit/ds/slvs044x/slvs044x.pdf> [viitattu 3.9.2019]

[28] MEJ2-komponenttisarjan datasheet, tietolehti, Saatavilla: https://power.murata.com/pub/data/power/ncl/kdc_mej2.pdf [viitattu 3.9.2019]

[29] TPS7A3001 ultralow-noise, negative linear regulator datasheet, tietolehti, Saatavilla: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps7a3001-ep.pdf> [viitattu 3.9.2019]

TPS7A49 Ultralow-Noise, Positive Linear Regulator datasheet, tietolehti, Saatavilla: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps7a49.pdf> [viitattu 3.9.2019]

[30] Roithner LaserTechnik GmbH, verkkosivu, Saatavilla: http://www.roithner-laser.com/led_diverse.html#smd [viitattu 4.9.2019]

[31] 74HC4051 8-channel analog multiplexer/demultiplexer datasheet, Saatavilla: https://www.mouser.com/datasheet/2/916/74HC_HCT4051-1318685.pdf [viitattu 4.9.2019]

[32] TS5A23166 Dual-SPST Analog Switch datasheet, Saatavilla: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ts5a23166.pdf> [viitattu 5.9.2019]

[33] Von Lüthmann, A., Herff, C., Heger, D., and Schultz, T. (2015) Towards a wireless open source instrument: functional near-infrared spectroscopy in mobile neuroergonomics and bci applications, *Frontiers in Human Neuroscience*, Vol. 9, 617

[34] Liu R., Tong W., Scopesi F., Sierra G., Sun J. and Rolfe P. (2008) Spatial Sensitivity of NIRS Tissue Oxygenation Measurement using a Simplified Instrument. *Dipole Analysis of Eye Movement Artifacts from the EEG -kirja*, s. 377-380

[35] OPT101 Monolithic Photodiode and Single-Supply Transimpedance Amplifier datasheet, tietolehti, Saatavilla: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opt101.pdf> [viitattu 5.9.2019]

[36] Kleinschmidt A., Obrig H., Requardt M., Merboldt K. D., Dimagl U., Villringer A. & Frahm J. (1996) Simultaneous recording of cerebral blood oxygenation changes during human brain activation by magnetic resonance imaging and near-infrared spectroscopy. *Journal of cerebral blood flow & metabolism*, Vol. 16(5), s.817-826

[37] Myllylä T., Zacharias N., Korhonen V., Zienkiewicz A., Hinrichs H., Kiviniemi V., & Walter M. (2017) Multimodal brain imaging with magnetoencephalography: A method for measuring blood pressure and cardiorespiratory oscillations. *Scientific reports*, Vol. 7(1), s. 172.

[38] Sorvoja H. S. S., Myllylä T. S., Kirillin M. Y., Sergeeva E. A., Myllylä R. A., Elseoud, A. A., Nikkinen J., Tervonen O. & Kiviniemi, V. (2010). Non-invasive, MRI-compatible fiberoptic device for functional near-IR reflectometry of human brain. *Quantum electronics*, Vol. 40(12), s. 1067.

[39] Myllylä T., Korhonen V., Surazyński Ł., Zienkiewicz A., Sorvoja H., & Myllylä R. (2014) Measurement of cerebral blood flow and metabolism using high power light-emitting diodes. *Measurement*, Vol. 58, s. 387-393.

Kuvat:

Kuva 1: Muokattu kirjoittajan toimesta. Alkuperäinen: Mikael Häggström, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=15298838>, CC0 1.0 [haettu 29.8.2019]

Kuva 2 (a ja b): Pellicer A, Bravo M., 2010. Near-infrared spectroscopy: A methodology-focused review. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine*. 16(1):42-49.

saatavilla: <https://www.clinicalkey.es/playcontent/1-s2.0-S1744165X10000399>

Reprinted from *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine*, 16(1), Pellicer A, Bravo M., Near-infrared spectroscopy: A methodology-focused review, 42-49, 2019, with permission from Elsevier

Kuva 3 (a, b ja c): Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, et al., 2014, A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage*, 85:6-27 Saatavilla: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811913004941>

Reprinted from *NeuroImage*, 85, Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, et al., A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology, 6-27, 2014, with permission from Elsevier

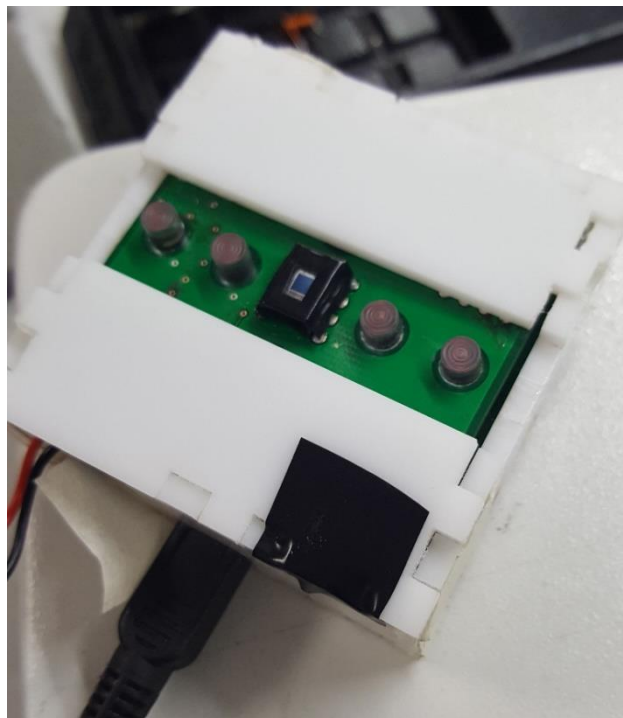
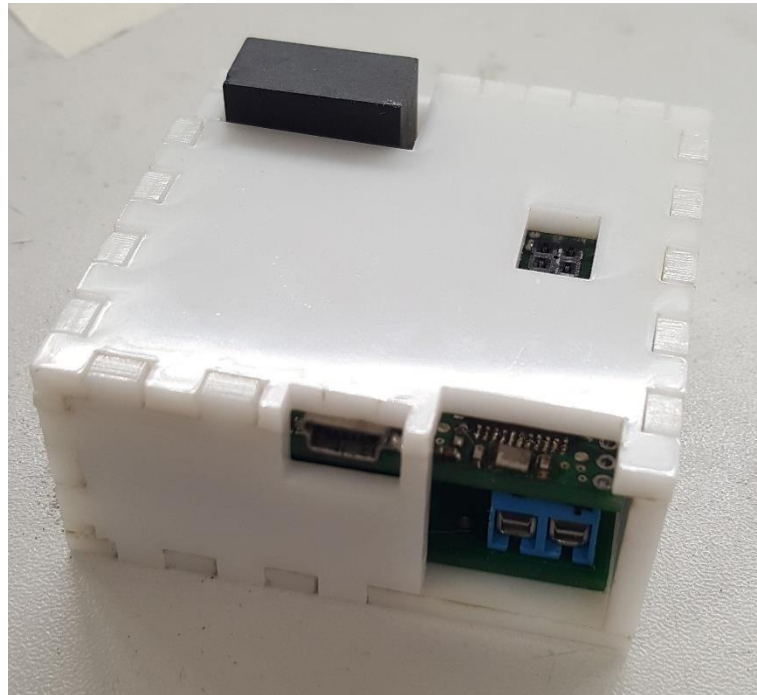
Kuva 4 (a ja b): Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, et al., 2014, A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage*, 85:6-27 Saatavilla: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811913004941>

Reprinted from *NeuroImage*, 85, Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, et al., A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology, 6-27, 2014, with permission from Elsevier

Kuvat 5...31: Pakanen, J.

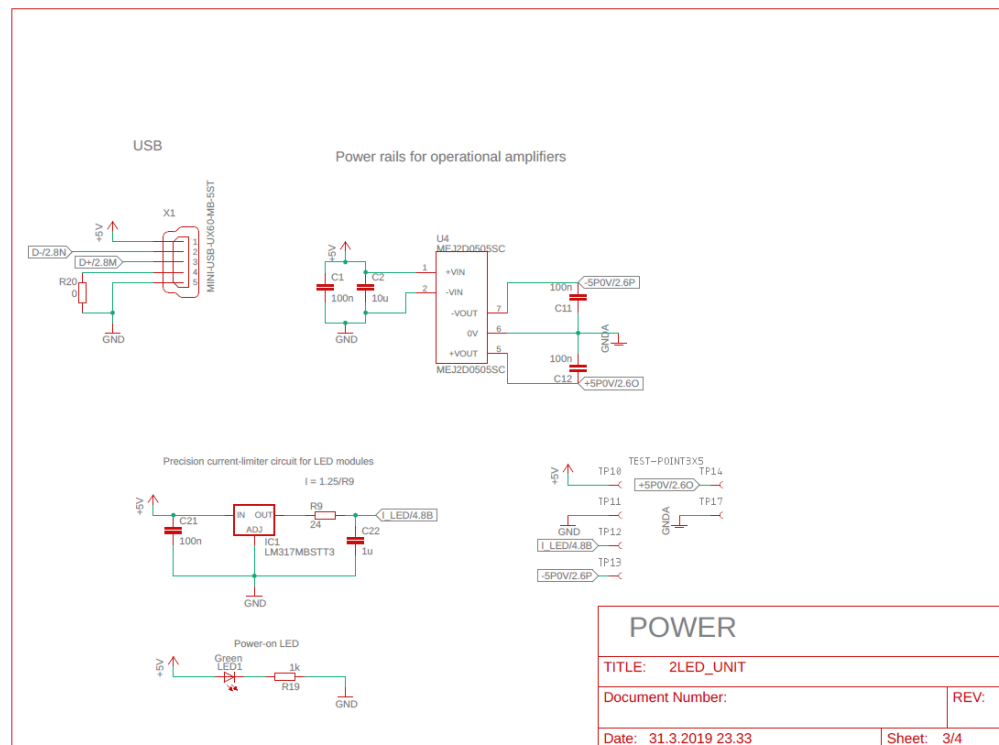
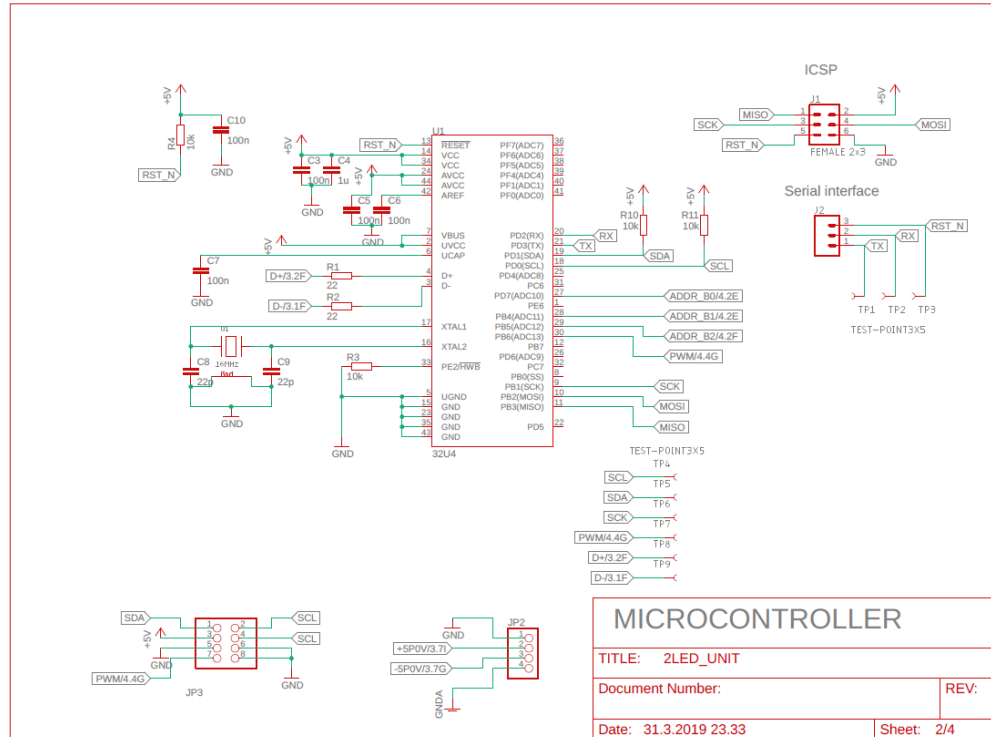
9 LIITTEET

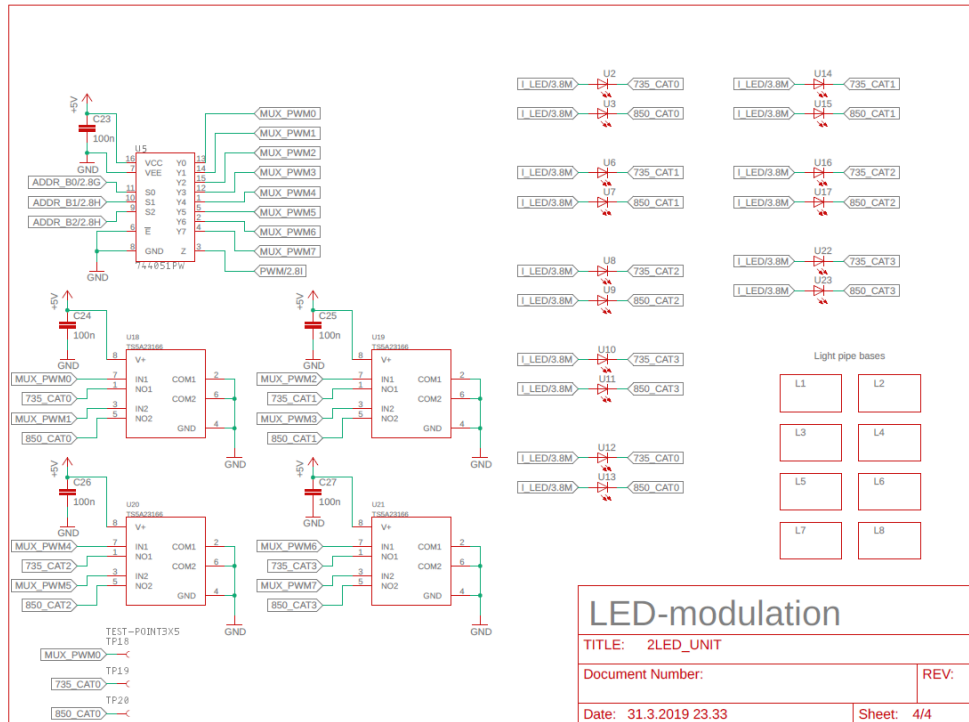
Liite 1: Valmis prototyyppi koteloineen



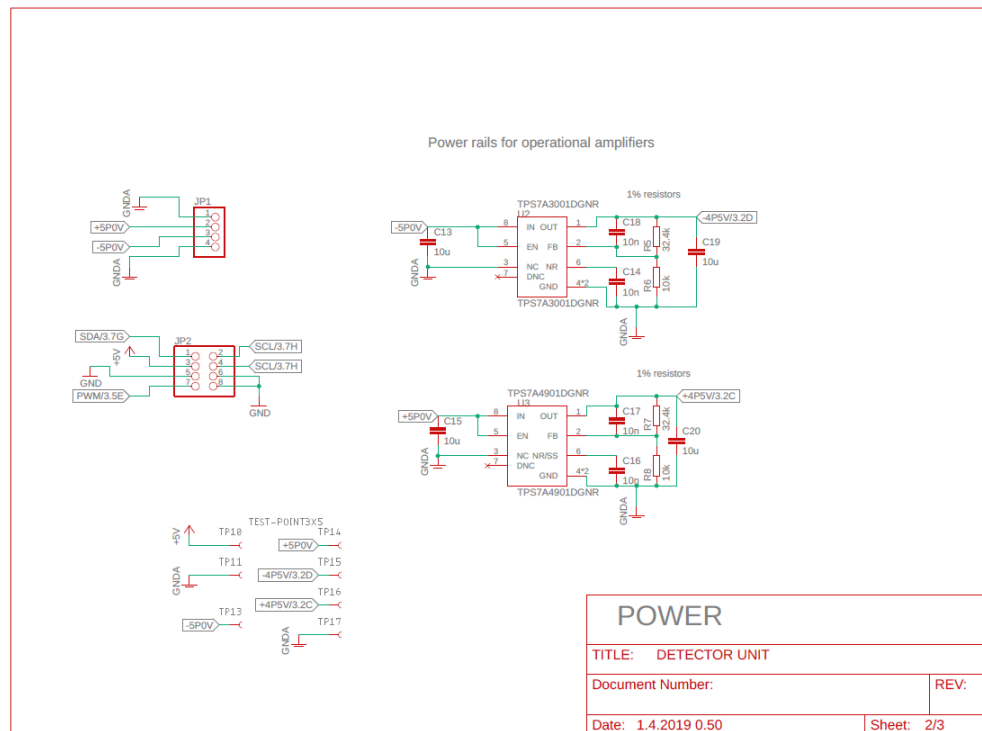
Liite 2: Piirikaavio:

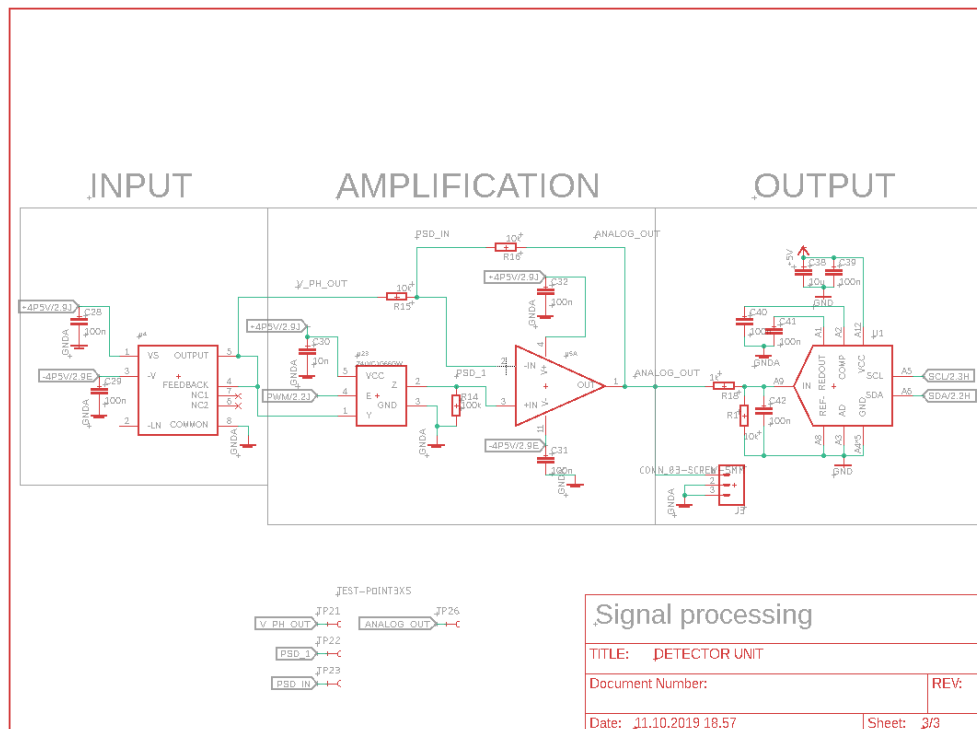
Lähtinmoduuli:





Vastaanotinmoduuli:





Liite 3: Mikro-ohjaimen koodi:

```

/*
 * Johannes Pakanen, 2019
 * Batchelor's Thesis, NIRS oxygen saturation measurement on chest
 *
 * Code for LED unit
 */

#include <Wire.h>
#include <SPI.h>

#define ADDR_b0 6
#define ADDR_b1 8
#define ADDR_b2 9
#define PWM_pin 10
#define ADC_addr 0x14
#define pot_addr 0x2C // or 2E

byte Address_bits[] = {ADDR_b0, ADDR_b1, ADDR_b2};
int mode = 0;
int i = 0;
int input = 0;
int potValue = 10;

void setup() {

  pinMode(PWM_pin, OUTPUT);
  //4 kHz PWM signal, default is 490 Hz

```

```

//TCCR1B = (TCCR1B & 0b11111000) | 0x02;
// analogWrite(PWM_pin, 127); //127

Serial.begin(115200);
pinMode(ADDR_b0, OUTPUT);
pinMode(ADDR_b1, OUTPUT);
pinMode(ADDR_b2, OUTPUT);

//ADC (I2C) setup
Wire.begin();
delay(1000);

Wire.beginTransmission(ADC_addr);
Wire.write(B10100000); //(B10100000)
Wire.write(B01100000);
Wire.endTransmission();
delay(1000);

set_pot(potValue);
delay(1000);
//Serial.println("In main menu, enter mode");

}

void loop() {
  //Serial.println("pointa");
  //menu to receive commands from serial and enter wanted mode

  if (mode == 0) {
    if (Serial.available() > 0){
      input = Serial.read();
      mode = input - 48;
    }
    delay(100);
  }
  else if (mode == 1) {
    //LED-test mode
    Serial.println("point1");
    LED_test(get_LEDs());
    mode = 0;
  }
  else if (mode == 2) {
    //ADC test mode
    ADC_test(get_LEDs());
    mode = 0;
  }
  else if (mode == 3){
    //slow internal ADC mode
    slow_internal(get_LEDs());
    mode = 0;
  }
}

```

```

else if (mode == 4){
    //fast internal ADC mode
    fast_internal(get_LEDs());
    mode = 0;
}
else if (mode == 5){
    //External ADC mode
    fast_channel(get_LEDs());
    mode = 0;
}
else if (mode == 6){
    //TBA, optimal mode

    delay(1000);
    mode = 0;
}
// if no command set or invalid number, return to mode 0
else {
    mode = 0;
    // Serial.println("Invalid mode, returning to main menu");
}
}

void LED_test(int * LEDs){
    int j = 0;
    digitalWrite(PWM_pin, HIGH);
    while (1){
        setAddress(j % 8);
        Serial.println(j%8);
        j++;
        delay(1000);
        if (Serial.available ()) {
            Serial.read();
            break;
        }
    }
}

void ADC_test(int * LEDs){
    while (1){
        ADC_read(0,0);
    }
}

void fast_internal(int * LEDs){
    /*
    digitalWrite(PWM_pin, HIGH);
    setAddress(LEDs[0]);
    ADC_read(LEDs[0], checkWavelength(LEDs[0]));
    //delayMicroseconds(1000);
    */

```

```

while (1){
  // ADC_read(LEDs[0], checkWavelength(LEDs[0]));
  for (int j = 0; j < sizeof(LEDs)/sizeof(LEDs[0]); j++){
    digitalWrite(PWM_pin, LOW);
    setAddress(LEDs[j]);
    //delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(PWM_pin, HIGH);
    ADC_read(LEDs[j], checkWavelength(LEDs[j]));
    delayMicroseconds(400);
    //ADC_read(8, 0);
    //ADC_read(LED, checkWavelength(LED));
  }
  if (Serial.available ()) {
    Serial.read();
    break;
  }
}

void slow_internal(int * LEDs){
  while (1){
    //ADC_read(8, 0);
    for (int LED = 1; LED < sizeof(LEDs)/sizeof(LEDs[0]) + 1; LED++){
      digitalWrite(PWM_pin, LOW);
      setAddress(LEDs[LED]);
      delayMicroseconds(150);
      digitalWrite(PWM_pin, HIGH);
      ADC_read(LEDs[LED - 1], checkWavelength(LEDs[LED - 1]));
      //ADC_read(8, 0);
      //ADC_read(LED, checkWavelength(LED));
    }
    if (Serial.available()) {
      Serial.read();
      break;
    }
  }
}

void fast_channel(int * LEDs){
  //while (Serial.available () == 0) {}
  int us = 1 / Serial.parseFloat () * 1000 / 2;
  Serial.println(us);
  Serial.println(LEDs[0]);
  //about 5 kHz max
  while (1){
    delayMicroseconds(1.5 * us);
    for (int LED = 1; LED < LEDs[0]+1; LED++){
      //Serial.println(LEDs[LED]);
      setAddress(LEDs[LED]);
      digitalWrite(PWM_pin, HIGH);
    }
  }
}

```

```

        delayMicroseconds(us);
        digitalWrite(PWM_pin, LOW);
        delayMicroseconds(us);
    }
    if (Serial.available ()) {
        Serial.read();
        break;
    }
}

}

void setAddress (byte address){
    //Serial.println("Setting address...");
    for (int j = 2; j > -1; j--){
        byte state = bitRead(address, j);
        digitalWrite(Address_bits[j], state);
        //Serial.print(state);
    }
}

void ADC_read (int channel, int wavelenth){
    Wire.requestFrom(ADC_addr, 2);
    delayMicroseconds(1000);
    char buffer [12];
    byte byte0 = Wire.read();
    byte byte1 = Wire.read();
    unsigned int value = byte0 << 8 | byte1;
    // format: channel,wavelength,amplitude
    sprintf(buffer, "%d,%d,%06u",channel, wavelenth, value);
    Serial.println(buffer);
}

void set_pot (int value){
    Wire.beginTransmission(pot_addr);
    uint8_t temp = ((value >> 8 & 0x01) | 0x00);
    Wire.write(temp);
    temp = (value & 0xFF);
    Wire.write(temp);
    Wire.endTransmission();
}

int checkWavelenth(int channel){
    switch (channel){
        case 0:
            return 830;
        case 1:
            return 750;
        case 2:
            return 780;
        case 3:

```

```

        return 830;
    case 4:
        return 780;
    case 5:
        return 830;
    case 6:
        return 830;
    case 7:
        return 750;
    case 8:
        return 0;
    default:
        return 0;
    }
}

int *get_LEDs(){
    int index = 0;
    int led;
    int leds[8];
    int cnt = 0;
    Serial.println("point2");
    while(1){
        if (Serial.available() > 0){
            led = Serial.read()-48;
            leds[index] = led;
            index++;
        }
        else if (index == 8){
            break;
        }
        else{
            delay(100);
        }
    }
    for (int h = 0; h < 8; h++){
        if (leds[h]==1){
            cnt++;
        }
    }
    for (int h = 0; h < 8; h++){
        Serial.println(leds[h]);
    }
    int *chosenLEDs = (int*) malloc(sizeof(int)*(cnt+1));
    int k = 0;
    int g = 0;
    chosenLEDs[0] = cnt;
    while (k < cnt){
        if (leds[g] == 1){
            chosenLEDs[k+1] = g;
            k++;

```

```

    }
    g++;
}
for (int h = 0; h < cnt+1; h++){
    Serial.println(chosenLEDs[h]);
}
return chosenLEDs;
}

```

Liite 4: Graafisen käyttöliittymän koodi

```

import tkinter as tk
from tkinter import messagebox
import sys
import glob
import serial
import time
#import threading
import csv
import openpyxl

HEIGHT = 700
WIDTH = 800
mode = 0
#stopPressed = False
#startPressed = False

def serial_ports():
    """ Lists serial port names

    :raises EnvironmentError:
        On unsupported or unknown platforms
    :returns:
        A list of the serial ports available on the system
    """
    if sys.platform.startswith('win'):
        ports = ['COM%s' % (i + 1) for i in range(256)]
    elif sys.platform.startswith('linux') or
sys.platform.startswith('cygwin'):
        # this excludes your current terminal "/dev/tty"
        ports = glob.glob('/dev/tty[A-Za-z]*')
    elif sys.platform.startswith('darwin'):
        ports = glob.glob('/dev/tty.*')
    else:
        raise EnvironmentError('Unsupported platform')

```



```

result = []
for port in ports:
    try:
        s = serial.Serial(port)
        s.close()
        result.append(port)
    except (OSError, serial.SerialException):
        pass
return result

def start_up(event):
    global mode
    global startPressed
    try:
        comPort = comEntry.get()
        fileName = fileNameEntry.get()
        startButton["bg"] = "Gray"
        stopButton["bg"] = "Red"
        for led in LEDs:
            print(led.get())
        print(mode)
        print(comPort)
        print(fileName)
        if mode == 5:
            frequency = float(frequencyEntry.get())
            print(frequency)
            start_device(comPort, fileName, frequency)
        else:
            start_device(comPort, fileName)
    except (ValueError):
        messagebox.showinfo("Error", "missing frequency info")
    #except (NameError):
        #messagebox.showinfo("Error", "missing data (check COMport)")

"""
def stop(event):
    print("stopped")
    startButton["bg"] = "Green"
    stopButton["bg"] = "Gray"
    stop_device()

"""

def get_selection(event):
    global mode
    selected = listBox.curselection()
    mode = selected[0] + 1
    print(mode)

```

```

def get_ports(event):
    messagebox.showinfo("Available ports", serial_ports())

def start_device(comPort, fileName = "default.csv", frequency = 0):
    global mode
    global ser
    global f
    global startTime
    global cnt
    print("Starting...")
    ser = serial.Serial(comPort)
    ser.timeout = 0.1
    ser.write(repr(mode).encode())
    for led in LEDs:
        ser.write(repr(led.get()).encode())
    if mode == 5:
        ser.write(repr(frequency).encode())
    f = open(fileName, "w")
    print("File created")
    f.write("time,channel,wavelength,amplitude")
    startTime = time.time()
    cnt = 0
    startPressed.set(True)
    #thread = threading.Thread(target=read_serial(ser, f, startTime))
    #thread.daemon = True
    #thread.start()
    #read_serial(ser, f, startTime)

def read_serial():
    global stopPressed
    global startPressed
    global ser
    global f
    global startTime
    global cnt
    #print(startPressed.get())
    if startPressed.get():
        data = ser.readline().decode('ascii')
        if data:
            if cnt < 10:
                cnt += 1
            else:
                print("current time: {}:{}:{}_ test duration: {:.2f}
data: {}".format(time.localtime()[3], time.localtime()[4],
time.localtime()[5], time.time() - startTime, data))
                f.write("{},".format(time.time() - startTime, data))

```

```

    #if stopPressed.get():
        # stopPressed = False
        # f.close()
        # mode = 0
        #ser.write(mode)
        #ser.close()
        #print("serial stopped and file closed")
    root.after(1, read_serial)

def stop_pressed(event):
    global ser
    global mode
    global f
    startPressed.set(False)
    #mode = 0
    ser.write(repr(mode).encode())
    print(ser.readline().decode('ascii'))
    ser.close()
    f.close()
    data_parse()
    print("stopped")
    startButton["bg"] = "Green"
    stopButton["bg"] = "Gray"

def data_parse():
    wb = openpyxl.Workbook()
    ws = wb.active
    file = fileNameEntry.get()
    with open(file) as csvFile:
        reader = csv.reader(csvFile, delimiter=',')
        header = next(reader)
        rows = [header] + [[float(row[0]), int(row[1]), int(row[2]),
int(row[3])] for row in reader if len(row) > 1]
        for row in rows:
            if not row:
                continue
            else:
                ws.append(row)
    ws.delete_rows(2,12)
    ws.cell(row= 1, column = 4).value = "Amplitude"
    ws.cell(row= 2, column = 4).value = None
    ws.delete_cols(5,3)
    ws.move_range("D3:D{}".format(ws.max_row), rows = -1, cols =0)
    wb.save("{}.xlsx".format(file[:-4]))

root = tk.Tk()

```

```

#variables
LED0 = tk.IntVar()
LED1 = tk.IntVar()
LED2 = tk.IntVar()
LED3 = tk.IntVar()
LED4 = tk.IntVar()
LED5 = tk.IntVar()
LED6 = tk.IntVar()
LED7 = tk.IntVar()
LED0.set(0)
LED1.set(0)
LED2.set(0)
LED3.set(0)
LED4.set(0)
LED5.set(0)
LED6.set(0)
LED7.set(0)
LEDs = [LED0, LED1, LED2, LED3, LED4, LED5, LED6, LED7]

stopPressed = tk.BooleanVar()
startPressed = tk.BooleanVar()
stopPressed.set(False)
startPressed.set(False)
"""
fileName = tk.StringVar()
frequency = tk.DoubleVar()
"""

canvas = tk.Canvas(root, height = HEIGHT, width = WIDTH)
canvas.pack()

frame = tk.Frame(root, bg = 'White')
frame.place(relx = 0, rely = 0, relwidth = 1, relheight = 1)

startButton = tk.Button(frame, text = "Start", font = 60, bg = "Green")
startButton.bind("<Button-1>", start_up)
startButton.place(relx = 0.5, rely = 0.75, relwidth = 0.25, relheight =
0.25)

stopButton = tk.Button(frame, text = "Stop", font = 60, bg = "Red")
stopButton.bind("<Button-1>", stop_pressed)
stopButton.place(relx = 0.75, rely = 0.75, relwidth = 0.25, relheight =
0.25)

```

```

#Labels
modeLabel = tk.Label(frame, text="1. step: choose COM port:", bg
='White')
modeLabel.place(relx = 0, rely = 0, relwidth = 0.30, relheight = 0.05)

modeLabel2 = tk.Label(frame, text="2. step: choose operating mode:", bg
='White')
modeLabel2.place(relx = 0, rely = 0.13, relwidth = 0.30, relheight =
0.05)

modeLabel3 = tk.Label(frame, text="3. step: choose LEDs:", bg ='White')
modeLabel3.place(relx = 0, rely = 0.26, relwidth = 0.23, relheight =
0.05)

modeLabel4 = tk.Label(frame, text="4. step: give filename to which
\nthe data is saved in csv format:", bg ='White')
modeLabel4.place(relx = 0, rely = 0.5, relwidth = 0.30, relheight =
0.05)

modeLabel5 = tk.Label(frame, text="5. step: if you chose mode 4,\n give
desired frequency[kHz]:", bg ='White')
modeLabel5.place(relx = 0, rely = 0.58, relwidth = 0.30, relheight =
0.05)

modeLabel6 = tk.Label(frame, text="6. step: operate the device:", bg
='White')
modeLabel6.place(relx = 0.2, rely = 0.8, relwidth = 0.30, relheight =
0.05)

#COM ports

comEntry = tk.Entry(frame, bd = 5)
comEntry.place(relx = 0.3, rely = 0.01, relwidth = 0.30, relheight =
0.05)

refreshButton = tk.Button(frame, text = "Show available ports", bg =
"White")
refreshButton.bind("<Button-1>", get_ports)
refreshButton.place(relx = 0.7, rely = 0.01, relwidth = 0.2, relheight
= 0.05)

#Operation mode
listBox = tk.Listbox(frame)
listBox.insert(1, "Mode 1: LED test")
listBox.insert(2, "Mode 2: ADC test")
listBox.insert(3, "Mode 3: internal ADC, 1 (recommended)")
listBox.insert(4, "Mode 4: internal ADC, 2")
listBox.insert(5, "Mode 5: external ADC (recommended)")

```

```

listBox.bind('<<ListboxSelect>>', get_selection)
listBox.place(relx = 0.3, rely = 0.15, relwidth = 0.25, relheight =
0.12)

#Choose LEDs
detectorLabel = tk.Label(frame, text="Detector", bg='Gray')
detectorLabel.place(relx = 0.51, rely = 0.28, relwidth = 0.08,
relheight = 0.08)

USBLabel = tk.Label(frame, text="USB-connector\n(other side)", bg
='Gray')
USBLabel.place(relx = 0.49, rely = 0.4, relwidth = 0.12, relheight =
0.08)

LED0Button = tk.Checkbutton(frame, text = "830nm", variable = LED0, bg
="Yellow")
LED0Button.place(relx = 0.3, rely = 0.28, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

LED1Button = tk.Checkbutton(frame, text = "750nm", variable = LED1, bg
="Yellow")
LED1Button.place(relx = 0.3, rely = 0.32, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

LED2Button = tk.Checkbutton(frame, text = "830nm", variable = LED6)
LED2Button.place(relx = 0.39, rely = 0.28, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

LED3Button = tk.Checkbutton(frame, text = "750nm", variable = LED7)
LED3Button.place(relx = 0.39, rely = 0.32, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

LED4Button = tk.Checkbutton(frame, text = "830nm", variable = LED3)
LED4Button.place(relx = 0.6, rely = 0.28, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

LED5Button = tk.Checkbutton(frame, text = "780nm", variable = LED2)
LED5Button.place(relx = 0.6, rely = 0.32, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

LED6Button = tk.Checkbutton(frame, text = "830nm", variable = LED5, bg
="Yellow")
LED6Button.place(relx = 0.69, rely = 0.28, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

LED7Button = tk.Checkbutton(frame, text = "780nm", variable = LED4, bg
="Yellow")

```

```
LED7Button.place(relx = 0.69, rely = 0.32, relwidth = 0.1, relheight =
0.04)

#FileName
fileNameEntry = tk.Entry(frame, bd = 5)
fileNameEntry.place(relx = 0.3, rely = 0.5, relwidth = 0.30, relheight
= 0.05)

#Input desired freq
frequencyEntry = tk.Entry(frame, bd = 5)
frequencyEntry.place(relx = 0.3, rely = 0.58, relwidth = 0.30,
relheight = 0.05)

root.after(1, read_serial)

root.mainloop()
```